



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

체육학석사 학위논문

외부 진동자극이 자발적 힘 생성에
미치는 영향

**The Effect of muscle vibration on voluntary
isometric force production**

2017년 2월

서울대학교 대학원

체육교육과

이 지 섭

외부 진동자극이 자발적 힘 생성에 미치는 영향

지도교수 박 재 범

이 논문을 체육학석사학위논문으로 제출함

2017년 10월

서울대학교 대학원

체육교육과

이 지 섭

이지섭의 석사학위논문을 인준함

2017년 12월

위 원 장 _____ (인)

부 위 원 장 _____ (인)

위 원 _____ (인)

국문초록

외부 진동자극이 자발적 힘 생성에 미치는 영향

이 지 섭
서울대학교 대학원
체육교육과

본 연구의 목적은 인체의 긍정적인 반응을 유발하는 외부 진동 자극 (vibratory stimulation)의 진동수(Hz) 조건을 파악하고, 자발적 힘 생성 크기와 정확성에 진동 자극이 어떠한 영향을 미치는지 규명하기 위함이다. 이러한 목적을 달성하기 위하여 두 가지 세부 연구를 진행하였다.

첫 번째 연구는 단기 근육 진동 진동수가 근육의 힘 발생 능력에 미치는 영향을 조사하기 위하여 no-vibration, 30Hz, 60Hz, 90Hz의(진폭: 10mm) 진동 자극을 최대 자발적 토크(MVT) 과제를 수행하는 동안 적용하였으며, 무릎관절의 최대 자발적 토크와 주동근, 길항근의 근활성도를 측정하였다. 그 결과 단기 근육 진동의 진동수가 증가함에 따라서 동시수축지수가 감소하는 결과가 나타났으며, 낮은 진동수(30 Hz) 또는 진동을 주지 않는 조건(no-vibration)에 비해 높은 진동수(90 Hz)의 단기 근육 진동을 적용했을 때 더 큰 최대 자발적 토크가 나타났다.

이러한 최대 토크를 증가시킨 결과를 토대로 두 번째 연구에서는 동일한 근육 진동 특성(90Hz)을 사용하여 일상영역 또는 일반적인 스포츠 활

동 시 쓰이는 최대하(Submaximal) 힘 값 범위를 MVT의 20%, 40% 그리고 60%로 정의하여 토크 생성의 정확성을 요구하는 과제를 수행하였다. 그 결과, RMSEnorm는 근육 진동유무에 따라서 힘을 일정하게 증가시키는 Ramp phase의 MVT_60%에서 차이가 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 또한, 동시수축지수(CCI)는 힘값의 증가에 따라 작아지는 결과를 보인 첫 번째 연구와 비슷한 경향을 보였지만, 진동 자극의 유무에 따른 동시수축 지수(CCI)의 유의한 차이는 관찰되지 않았다.

주요어 : 단기 외부 진동 자극, 최대 자발적 토크, 최대하 토크 증가,
1차 구심성 신경, 동시 수축 지수, 평균 제공근 편차, 정확성
학 번 : 2012-21466

목 차

I . 서론	1
1. 연구 목적	7
2. 연구의 제한점	8
3. 용어의 정의	8
II . 이론적 배경	10
1. 근육 진동 적용과 고유수용성 감각에 대한 선행 연구	10
2. 진동자극 훈련이 근력과 유연성의 개선에 대한 선행 연구	10
3. 진동 자극이 운동 뉴런과 관절 움직임에 미치는 영향에 대한 연구 ·	11
4. 근 수축 시 진동의 시기와 수축형태에 따른 변화에 대한 선행 연구...	12
5. 근육 진동자극의 진동수(Frequency)에 대한 선행 연구	12
6. 최대 자발적 등척성 수축 시 근육진동의 효과 선행 연구	13
7. 장시간 근육 진동과 H-reflex의 영향에 대한 선행 연구	13
III . 연구방법	15
1. 최대 자발적 토크(Maximal voluntary torque production)과제 ..	15
1) 연구 대상	15
2) 실험 도구	16

3) 실험 절차 및 방법	18
4) 자료 처리 방법	23
5) 자료 분석 방법	23
6) 통계 처리	25
2. 최대하 토크 증가(Submaximal ramp torque production)과제 ..	26
1) 연구 대상	26
2) 실험 도구	27
3) 실험 절차 및 방법	28
4) 자료 처리 및 분석 방법	30
5) 통계 처리	31
 IV. 연구 결과	 33
1. 최대 자발적 토크(Maximal voluntary torque production) 결과 ...	33
1) 평균파워 주파수(Mean power frequency : MPF)	33
2) 최대 자발적 토크(Maximal voluntary torque production : MVT)	33
3) 동시수축지수(Co-contraction index : CCI) 분석	34
4) 적분근전도(iEMG) VS 최대 자발적 토크(MVT)	36
 2. 최대하 토크 증가(Submaximal ramp torque production) 결과.....	 38
1) 평균 제곱근 편차(Root mean square error: RMSE)	38
2) 동시수축지수(Co-contraction index : CCI) 분석	40
3) 적분근전도(Integral EMG : iEMG)	41

V. 논의	42
1. 최대 자발적 토크(Maximal voluntary torque production)에 대한 연구	42
2. 최대하 토크 증가(Submaximal ramp torque production)에 대한 연구	44
VI. 결론	
46	
참 고 문 헌	48

<표 목차>

표 1. 외부 진동 자극 조건(Vibration Condition)	5
표 2. 실험 2 연구 대상의 신체정보	27

<그림 목차>

그림 1. C-2 Tactor (Vibrator)	16
그림 2. MC3A(Six-axis Force & Torque Sensor)	17
그림 3. 특수 제작된 발목거치 철제프레임 (해부학적 구조 고려 설계)	18
그림 4. 근전도 시스템 Trigno wireless system(Delsys Inc, USA)	18
그림 5. 진동 자극기(vibrator)부착위치 및 EMG 부착 위치	21
그림 6. 등척성 무릎 신진 동장 실험장비 세팅	22
그림 7. 최대 자발적 토크 (MVT)과제 예시	26
그림 8. 실험1 통계분석(Statistical Analysis)	26
그림 9. Submaximal ramp torque production 과제 근전도(EMG) 부착위치	28
그림 10. Submaximal ramp torque production 과제 예시 및 구간 정의	29
그림 11. 실험 2 통계분석(Statistical Analysis)	32
그림 12. 진동 주파수에 따른 최대 MVT 평균 및 표준편차 결과	34
그림 13. 진동 주파수에 따른 최대 CCI 평균 및 표준오차와 최대 자발적 토크 및 동시수축지수의 산점도 및 상관계수	35
그림 14. 최대 자발적 토크(MVT)값과 적분근전도(iEMG) 값의 산점도.	37
그림 15. Ramp phase에서 %MVT와 진동 유무에 따른 RMSE의 평균과 표준편차	38
그림 16. Ramp(Phase 1)의 진동 유무에 따른 RMSE의 평균과 표준편차	39
그림 17. 대표 실험 참가자의 무릎토크 Trajectory 예시	39

그림 18. HSS 구간 진동의 유무에 따른 RMSE의 평균과 표준편차	40
그림 19. Ramp phase의 %MVT와 진동의 유무에 따른 CCI의 변화	40
그림 20. Ramp phase에서 주동근의 iEMG 평균과 표준오차.	41

I. 서론

진동(vibration)에 대한 인체의 반응과 효과는 1990년대 스포츠 분야를 통해 적용되기 시작했다. 이미 유럽이나 미국, 일본 등지의 선진국에서는 진동을 운동처치(exercise intervention)의 일환으로 다양한 스포츠 현장에 활발하게 사용하고 있다. 진동 운동의 기원은 중력이 없는 우주 공간에서 비행사들에게 인위적으로 과 중력 상태를 만들어 근·골격계(muscular skeletal system) 기능적 형태적 퇴화를 예방하기 위해 러시아에서 처음으로 고안되었으며, 이후 그 효과가 근·골격계 뿐만 아니라 심혈관계(cardiovascular system), 신경계(nervous system), 내분비계(endocrine system) 등에 영향을 미칠 수 있다는 연구들이 발표됨으로써(Cardinale & Bosco, 2003; Oh, Kang, Min, & Kwon, 2015; Woo & Park, 2015) 현재는 물리치료, 재활 등의 분야까지 응용범위가 확대되고 있다(Remaud, Cornu, & Guével, 2009).

진동 자극은 기계적 수용기(mechanoreceptor)에 의해 입력되며, 운동(motor)과 감각(sensory) 신경에 다양한 영향을 미친다. 이러한 진동 자극에 민감하게 반응하는 수용기에는 근방추의 1차 구심성 신경(Ia afferent, primary spindle ending), 2차 구심성 신경(II afferent, secondary spindle ending), 피부 및 피하 수용기(subcutaneous receptor) 등이 있다. 근육 또는 힘줄(tendon)에 적용된 진동 자극은 근섬유의 순간적인 길이 변화를 유발한다. 추내근섬유(intrafusal muscle fiber)의 근방추(muscle spindle)는 근육의 길이 변화와 속도에 대한 정보를 중추신경계(central nervous system)로 입력하는 수용기로서, 근섬유의 길이 변화를 야기하는 진동 자극에 의해 근방추의 1차 구심성

신경은 가장 높은 수준으로 활성화 된다(Bianconi & Van der Meulen, 1963; Brown, Engberg, & Matthews, 1967). 또한 활성화된 근방추의 1차 구심성 신경은 최대 100Hz의 진동수(frequency) 까지 적용된 진동의 주기에 따라 활동전위(action potential)를 생성하는 것으로 보고되고 있다(Cordo, Burke, Gandevia, & Hales, 1998; Roll & Vedel, 1982).

외부 진동 자극에 대한 근육의 반응은 진동을 완충하기 위한 긴장성 진동반사(tonic vibration reflex: TVR)로 나타난다(Eklund & Hagbarth, 1966; Herman & Mecomber, 1971). 긴장성 진동 반사라는 용어는 높은 진동수의 진동 자극이 근 수축의 느린 변화를 야기한다는 의미가 내포되어 있으며, 진동 자극의 시작 이후 반사적인 근육의 수축이 개시된다. 진동 자극에 의한 근 수축과 자발적인(voluntary) 근 수축의 EMG 신호는 매우 유사한 형태를 띄지만, 선행연구에서는 진동에 의한 근 수축은 많은 수의 운동뉴런(motor neuron)이 진동 주기에 따라 동시적인 발화(synchronous firing)를 한다고 보고하였다(M. L. Latash, 2008). 진동에 의한 긴장성 진동 반사는 반사적인 근 수축을 야기함으로서 근신경계의 기능 향상에 기여할 수 있다고 하였다(Cardinale & Bosco, 2003). 긴장성 진동 반사의 특징으로서 선행연구에서는 인간은 수의적으로 진동에 의한 긴장성 진동 반사의 영향을 억제하거나 증가시킬 수 있다고 하였으며(M. L. Latash, 2008), 긴장성 진동 반사에 의한 근 수축은 진동이 적용된 근육뿐만 아니라 다중 시냅스 경로(polysynaptic pathway)를 통해 길항근(antagonist)과 다른 관절의 근육에도 영향을 줄 수 있다고 하였다(M. Latash & Gurfinkel, 1976).

진동 자극의 효과를 결정하는 주요 요인으로 진동의 진동수(frequency: Hz)와 진동 폭(amplitude: mm), 진동 시간이 있으며, 진동 자극의 적용 방법으로는 전신 진동 자극(whole body vibratory

stimulation)과 국소 진동 자극(focal vibratory stimulation)이 존재한다. 전신 진동 자극과 관련된 연구들은 주로 운동선수와 건강한 성인을 대상으로 스포츠와 트레이닝 분야에서 활발하게 진행되어왔다(Cochrane & Stannard, 2005). 대부분의 연구들은 진동 운동의 긍정적인 측면에 대해 보고하였다. Cardinale and Bosco (2003)의 연구에서는 전신 진동 운동은 근력(strength)과 순발력(power)과 같은 근신경계(neuromuscular) 기능을 향상시킬 수 있다고 하였다. Rittweger, Just, Kautzsch, Reeg, and Felsenberg (2002)와 Salvarani et al. (2003)의 연구에서는 전신 진동 자극에 의한 긍정적인 효과가 기능적 장애(functional disability)를 가진 사람들에게서도 나타난다고 보고하였다. 그러나 대부분의 전신 진동 자극의 효과와 관련된 연구들은 진동 운동으로 인해 향상된 기능적 측면에 초점을 맞추었으며, 선행연구에서는 전신 진동 자극이 어떤 기전으로 근신경계 기능을 향상시키는지에 대한 근거는 부족하다고 하였다(Rehn, Lidström, Skoglund, & Lindström, 2007).

진동 자극에 의한 기능 향상의 생리적 기전을 이해하기 위해서는 제한된 실험 환경에서 국소 진동 자극에 의한 신체의 반응을 규명하는 것이 필요하다. 그러나 국소 진동 자극을 적용한 선행연구들의 결과는 전신 진동 자극에 의한 반응과 상반된 결과를 보인다. 등척성 수축(isometric contraction) 동안 대퇴사두근(quadriceps femoris)에 50Hz의 진동을 적용한 Humphries, Warman, Purton, Doyle, and Dugan (2004)의 연구에서는 무릎 신전(extension) 토크 생성 시 최대 힘과 힘증가율(rate of force development), EMG 신호의 RMS 값 모두 진동 자극에 따른 유의한 차이를 나타내지 않았다. 슬개건(patellar tendon)에 진동을 적용하여 무릎 신전 토크 생성 시 길항근의 동시수축(co-contraction)과 피로에 대한 영향을 살펴본 Rothmuller and

Cafarelli (1995)의 연구에서도 진동 자극의 적용에 따른 최대 힘의 유의한 차이를 보이지 않았다. Ekblom and Thorstensson (2011)은 장시간 진동 자극의 적용에 따른 1차 구심성 신경의 변화와 최대 자발적 수축(maximal voluntary) 시 힘의 변화를 규명하기 위해 족저굴근(plantar flexor)에 장시간 진동을 적용하였으며, 진동에 따른 최대 근력의 변화는 나타나지 않았다고 보고하였다. 또한 다중 손가락 상호작용(multi-finger interaction) 과제 수행 시 진동에 의한 협응(coordination)의 변화를 살펴본 Arpinar-Avsar, Park, Zatsiorsky, and Latash (2013)의 연구에서는 최대 자발적 힘 값은 진동의 적용에 따라 유의한 차이를 보이지 않았으며, 진동 자극에 의해 힘 값을 안정화 시키는 협응 지수는 더 감소하는 결과를 보였다.

이와 같이 진동 자극에 대한 인체의 반응이 상반된 결과를 보이는 것은 선행 연구들에서 적용한 진동의 진동 수, 진동 폭, 진동 시간과 같은 진동 조건의 차이와 긴장성 진동 반사로 야기되는 인체의 다양한 반응 때문인 것으로 보인다. 진동이 근육의 스트레스와 피로에 미치는 영향을 규명하기 위해 다양한 진동수 조건에서 실험한 선행연구에 의하면 진동수 40-100Hz에서는 긴장성 진동 반사 반응이 점진적으로 증가한다고 하였으며, 100-150Hz의 진동수에서 가장 큰 긴장성 진동 반사가 나타난다고 하였다. 반면 150Hz 이상의 진동수 조건에서는 오히려 긴장성 진동 반사의 감소가 나타난다고 보고하였다(Park & Martin, 1993). 20-200Hz의 진동수와 0.5-3.3mm의 진동 폭 조건에서 진동에 대한 반응을 연구한 Eklund and Hagbarth (1966)의 연구에서 또한 적용되는 진동의 진동수와 진동 폭에 따라 긴장성 진동 반사는 다르게 나타난다고 하였다. 진동이 적용된 시간에 따라서도 1차 구심성 신경의 반응은 다르게 나타날 수 있다. 선행연구에서는 장기적인(prolonged) 진동 자극의

적용에 의해 H-반사의 크기는 오히려 감소하며 이는 1차 구심성 신경의 활성화에 의한 효과가 감소하는 것을 의미한다고 하였으며, 따라서 근육의 활성화도와 근육의 감소가 수반될 수 있다고 하였다 (Bongiovanni, Hagbarth, & Stjernberg, 1990; Thompson & Bélanger, 2002; Ushiyama, Masani, Kouzaki, Kanehisa, & Fukunaga, 2005).

긴장성 진동 반사에 의한 근육의 활성화 패턴은 자세에 따라서도 다르게 나타날 수 있다. M. Latash and Gurfinkel (1976)의 연구에서는 아킬레스 건(Achilles tendon)에 진동을 적용하였으며, 하지 분절의 상대적인 위치와 발바닥의 압력 변화에 따라 긴장성 진동 반사는 족저굴근뿐만 아니라 하지 관절의 다른 주요 근육군에서도 나타난다고 보고하였다. 또한 진동으로 인한 환영효과(vibration-induced illusions)와 진동으로 야기된 낙상효과(vibration-induced fallings: VIFs)와 같은 지각적(perceptual) 영향이 연구 결과에 영향을 미칠 수도 있다. 선행연구에서는 근육과 건에 적용된 진동은 근육의 길이가 증가함에 따라 관절의 감각과 자세에 대한 환영 효과를 야기한다고 하였으며(GoodwinGM & Matthews, 1972), 심지어 해부학적으로 불가능한 관절 위치까지도 환영에 의해 느낄 수 있다고 하였다(Craske, 1977). VIFs는 진동으로 인한 근방추의 높은 활성화가 왜곡된 근육의 길이 변화를 감지하게 하여 자세 제어(postural control)의 문제를 야기하는 것이다. VIFs와 관련된 선행연구에서는 실험 참가자가 서있는 상태에서 아킬레스 건에 진동을 적용했을 때, 신체의 후방 동요(posteriorly sway)가 나타난다고 하였다(Hayashi, Miyake, Jijiwa, & Watanabe, 1981).

이와 같이 진동 자극에 대한 반응은 적용되는 진동의 조건(진동 수, 진동 폭, 진동 시간)과 활성화 되는 근방추 1차 구심성 신경의 기능 및 과제 특성으로 인해 진동의 효과를 규명하고 일반화 하는데 어려움이 있

으며, 추가적인 연구가 필요한 실정이다. 그러나 만성 척수손상 환자를 대상으로 진동 훈련으로 인한 보행 능력의 변화를 살펴본 최근의 연구에서는, 진동을 적용한 훈련으로 인해 보행 속도와 보폭, 하지 관절 가동 범위(range of motion)의 개선을 보고하여 진동 자극이 인체의 긍정적인 기능적 변화를 야기할 수 있음을 시사하였다(Barthélémy, Gagnon, & Duclos, 2016). 선행연구에서는 외부 진동 자극을 조절하여 인체가 적응할 수 있는 적절한 자극의 형태로 제공될 때 근신경계, 골격계, 면역계(immune system) 등의 인체 시스템에 형태적, 기능적으로 긍정적 변화를 가져올 수 있다고 하였다(Warman, Humphries, & Purton, 2002). 따라서 본 연구의 목적은 인체에 긍정적 반응을 야기할 수 있는 진동 자극의 조건을 파악하고, 진동 자극에 의한 근신경계의 기능적 변화를 규명하는 것이다.

1. 연구 목적

본 연구의 목적은 긍정적인 반응을 유발하는 외부 진동 자극(vibratory stimulation)의 진동수(Hz) 조건을 파악하고, 자발적 힘 생성 크기와 정확성에 진동 자극이 어떠한 영향을 미치는지 규명하는 것이다. 이러한 목적을 달성하기 위하여 다음과 같은 세부 연구 목적을 설정하였다.

- 1) 외부 진동 자극이 자발적 힘 생성 크기에 어떠한 영향을 미치는지를 확인한다.
- 2) 외부 진동 자극에 따라서 주동근과 길항근의 활성화 패턴을 확인한다.
- 3) 외부에 진동 자극이 최대하 힘을 유지하는 과제 수행의 정확성에 어떠한 영향을 미치는지 확인한다.

표 1. 외부 진동 자극 조건(vibration Condition)

MAXIMUM VOLUNTARY TORQUE PRODUCTION (MVT) TASK-1	Frequency	No-Vibration			
	Magnitude	0mm	30Hz	60Hz	90Hz
SUBMAXIMAL RAMP TORQUE PRODUCTION TASK-2	Frequency	0Hz	90Hz		
	Magnitude	0mm	10mm		
	% MVT	20%	40%	60%	

2. 연구의 가설

- 1) 외부 진동 자극에 의해 무릎 관절 토크는 상승할 것이다.
- 2) 외부 진동 자극은 근육 동시수축지수(Co-contraction index)를 감소시킬 것이다.
- 3) 근육에 외부 진동 자극은 최대하 힘을 유지하는 과제 수행에서 에러(error)를 증가시킬 것이다.

3. 연구의 제한점

본 연구를 수행함에 있어 다음과 같은 제한점을 갖는다.

- 1) 실험 당일 실험 대상자들의 심리적·생리적 환경은 통제 할 수 없었다.
- 2) 대상자의 유전적 특성은 고려하지 못하였다.
- 3) 무릎 관절을 핀 조인트(pin joint)로 가정하였다.
- 4) 인체를 인체분절의 질량중심 위치가 변하지 않는 강체로 간주하였다.

3. 용어의 정의

본 연구에서 사용한 대표적인 용어들에 대한 정의는 다음과 같다.

- 1) 최대 자발적 무릎 토크(Maximal voluntary torque production , MVT) : 실험 조건에 적합하게 제작된 레그 익스텐션 장비에서 최대 등척성 무릎 신전 운동 시 측정된 힘(F_z)과 힘의 작용점에서 무릎의 관절중심까지의 거리를 외적(cross-product)한 값으로 정의하였다.
- 2) 근육 동시수축 지수 (Co-contraction index) : 무릎관절의 신전 토크 발생 시 전체 근활성도에 기여한 길항근의 활성도로서 이를 정량화하기 위해 실험에 측정된 근육들의 적분근전도(iEMG)를 이용하여 계산하였다.
- 3) 평균제공근 오차(RMSE) : %MVT의 Submaximal ramp torque production 과제에서 예측한 결과와 실제 실험 결과가 평균적으로 얼마만큼 잔차(Residual)를 보이는지를 정의하였다. 또한 각 trial들의 조건에 따라 실험 참가자 개인의 %MVT값으로 표준화(normalized)하여 정의하였다(RMSE_{NORM}).

- 4) 적분 근전도 (iEMG) : 정류된 신호를 시간에 대해 적분한 것으로 측정된 근전도 신호를 누적한 것이다. 본 연구에서는 적분근전도 (iEMG)가 근육의 활성도와 깊은 관련이 있기 때문에 변인으로 분석하여 정의하였다.
- 5) Low steady state (LSS) : 두 번째 실험에서 측정 및 분석의 첫 번째 구간으로 MVT의 5%를 1~6초 까지 유지하는 구간.
- 6) Ramp phase : 두 번째 실험에서 측정 및 분석의 두 번째 구간으로 MVT의 5%에서 MVT의 20%,40%, 60%까지 무릎토크를 스크린에서 주어진 비주얼 피드백에 맞춰 일정하게 증가시키는 구간.
- 7) High steady-state (HSS) : 두 번째 측정 및 분석의 마지막 구간으로 MVT의 20%,40%, 60% 조건에서 11~15초까지 일정하게 유지하는 구간.

II. 이론적 배경

1. 근육 진동 적용과 고유수용성 감각(proprioception)에 대한 선행 연구

다중 손가락(multi-finger) 으로 힘을 생성하는 상호작용 및 조절 과제에서 근육 진동에 따른 고유수용성 감각의 영향을 살펴본 Arpinar-Avsar et al. (2013)의 연구에서는 진동이 없는 조건, 내재근(intrinsic muscle)에 진동을 적용하기 위한 손바닥 표면의 진동 조건, 그리고 외재근(extrinsic muscle)에 진동을 적용하기 위한 전완(forearm) 굴근(flexor muscles)의 진동 조건에서 실험이 이루어 졌다. 연구 결과, 최대 힘 값은 진동 자극의 위치와 적용 유무에 따라 유의한 차이를 보이지 않았으며, 손가락 상호 종속성(Enslaving)의 크기는 다른 두 조건에서 보다 손바닥 진동 조건에서 더 큰 결과를 보였다. 일정한 힘을 생산하는 과제(steady-state force production) 수행 시 세 조건에서 모두 공동작용(synergy)이 관찰되었으나, 힘을 안정화 시키는 공동작용 지수(force-stabilizing synergy index)는 손바닥 진동 적용에 의해 낮아지는 결과를 보였다. 이를 통해 다중 손가락의 공동작용은 근육의 수용기 보다 중추신경계의 명령에 의해 나타나며, 진동 자극은 힘을 안정화 시키는 공동작용을 약화시킬 수 있다는 결과를 얻을 수 있다.

2. 진동 자극 훈련이 근력(strength)과 유연성(flexibility)의 개선에 대한 선행 연구

진동 자극 훈련이 최대 근력과 유연성에 미치는 영향에 대한 선행연구(Issurin, 1994)에서는 진동 자극이 효과적인 훈련 방법으로 적용될 수 있을 것이라는 가설 아래 실험이 진행되었다. 28명의 남자 운동선수를 대상으로 A그룹은 전통적인 방식의 상지의 최대 근력 훈련과 진동을 적용한 하지의 스트레칭 운동을 적용하였고, B그룹은 진동을 적용한 상지 근력 운동과 전통적인 방식의 하지 스트레칭 운동을 적용하였고, C그룹은 통제군(control group)으로서 실험과 관련 없는 트레이닝 훈련을

적용하였다. 적용된 진동 자극의 진동수는 44Hz로, 진동 폭은 3mm로 동일하게 적용되었다.

근력의 증가는 등장성 최대 힘(isotonic maximal force) 측정을 통해 이루어 졌으며 유연성의 평가는 두 다리 벌리기(two-leg split)의 뒤꿈치 간격과 체전굴(flex-and-reach) 검사를 통해 측정 되었다. 전통적인 방식의 근력 훈련은 16%의 근력 증가 효과를 보인 반면 진동 자극을 적용한 근력 훈련은 49.8% 증가하여 유의한 차이가 나타났음을 보고하였다. 유연성 또한 전통적인 방식의 훈련은 4.1cm 증가한 것에 반해 진동을 적용한 유연성 훈련에 의해 14.5cm의 증가를 보여 진동 자극이 체력 요인을 증가시키는데 효과적인 훈련 방식이 될 수 있음을 규명하였다.

3. 진동 자극이 운동 뉴런과 관절 움직임에 미치는 영향에 대한 연구

Kasai, Kawanishi, and Yahagi (1992)는 전완의 굴근(flexor)과 신근(extensor)에 적용된 진동 자극이 정중신경(median nerve)과 요골신경(radial nerve)를 통해 팔꿈치 굴근과 신근에도 영향을 줄 수 있을 것이라는 가설을 가지고 연구를 진행 하였다. 실험 참가자는 8명이었으며 첫 번째 실험은 전완 굴근(forearm flexor) 또는 신근(extensor muscle)에 진동 자극을 주었고 두 번째 실험에서는 전완근 또는 상완 이두근(biceps brachii)에 진동 자극을 주었다. 모든 실험참가자는 눈을 감은 상태에서 팔꿈치의 굴곡 신전 움직임을 수행하였다.

연구 결과, 전완근에 50Hz 이상의 진동을 적용할 경우 팔꿈치 신전 시 요구되는 관절 움직임 보다 적게 움직이는 현상(undershoot)이 나타났으며, 100Hz의 높은 진동수를 전완 근육에 적용하였을 때는 요구되는 관절 움직임보다 더 크게 움직이는 현상(overshoot)이 발생했다. 이러한 연구 결과는 팔꿈치 굴근, 신근과 같이 실제 관절 움직임에 기여하는 근육이 아닌 다른 근육에 진동이 적용되어도 근방추의 1차 구심성 신경을 통해 움직임에 영향을 미칠 수 있다는 것을 뜻한다. 따라서 본 연구의

저자는 전완 근육의 일차 구심성 신경을 통한 정보의 입력이 팔꿈치 굴곡 신전 움직임에 중요한 역할을 할 수 있다고 하였다.

4. 근 수축 시 진동의 시기(timing)와 수축 형태에 따른 근력의 변화에 대한 선행 연구

Warman et al. (2002)은 근육 진동 자극의 적용이 새로운 연구 분야이며 규명되지 않은 많은 부분이 있다고 하였으며, 진동 자극 적용의 시기(timing)와 적용 유무에 따른 근력의 차이를 규명하기 위해 등척성, 등속성(isokinetic), 등장성의 수축 조건에서 실험 하였다. 연구의 저자는 진동 자극의 시기에 따라 나타나는 근력의 차이는 없을 것이라는 가설을 세웠다. 50Hz의 진동 자극을 대퇴직근(Rectus Femoris)과 외측광근(Vastus lateralis)에 적용하면서 3가지 형태의 근 수축을 시도하였으며, 진동이 적용되는 시기를 다르게 하였다. 그 결과 등장성 수축 시, 근 수축 전과 수축하는 동안 진동이 근육에 적용되었을 때 근력과 근 활성도가 가장 증가하는 결과를 보였다. 그러나 본 실험을 진행한 저자도 이러한 결과가 나타난 기전을 알지 못해 이를 확립할 추가적인 연구가 필요하다고 하였다.

5. 진동 자극의 진동수(Frequency)에 따른 긴장성 진동 반사에 대한 선행 연구

Park and Martin (1993)은 근육의 스트레스와 피로에 진동 자극이 어떠한 영향을 미칠지를 규명하기 위해 연구를 진행하였다. 특히 다양한 진동수에 대한 긴장성 진동 반사의 차이를 규명하기 위해 총 6가지 조건의(40, 80, 100, 120, 150, 200Hz)의 진동수 조건에서 실험을 진행하였다.

연구 결과, 40~100Hz에서는 긴장성 진동 반사와 근 활성도가 점진적으로 상승하는 효과를 보였고 100~150Hz에서 가장 활발한 긴장성 진동 반사와 근 활성도를 보였다 그러나 150Hz이상의 진동수에서는 오

히려 감소하는 형태를 보였다. 또한 불완전 척추 손상 환자를 대상으로 진동 자극이 재활 훈련에 기여할 수 있는지를 살펴본 Barthélémy et al. (2016)의 연구에서는 80Hz의 진동 자극이 가장 활발하게 근육의 구심성 신경(Muscle Sensory afferent)을 자극시킨다고 하였다.

6. 최대 자발적 등척성 수축 시 진동에 따른 힘 생성의 변화에 대한 선행 연구

Humphries et al. (2004)은 최대 자발적 등척성 수축 시 근육의 활성화와 힘의 진전에 근육 진동 자극과 건의 진동 자극이 어떠한 영향을 미치는지 대한 연구를 진행하였다. 실험 참가자는 총 16명으로 대퇴사두근이 시작되는 대퇴 근위부(proximal)에 벨크로 형태의 진동자극기를 부착하였으며, 50Hz의 진동 자극을 적용하고 대퇴직근에서 근전도(EMG)를 수집하였다. 연구 결과, 진동의 적용에 따라 최대 자발적 등척성 수축 시 나타나는 힘의 유의미한 변화를 관찰 할 수 없었으며, 근전도 결과 또한 84.7% vs 88.1%로 별다른 차이를 보이지 않았다. 따라서 본 연구에서는 외부 진동 자극이 근육의 활성화나 최대 힘의 증가에 영향을 미치지 않는다고 하였다.

7. 장시간 근육 진동과 H-reflex의 영향에 대한 선행 연구

장시간 진동 적용이 H-반사와 근육 활성화 그리고 근육의 지구력에 미치는 영향을 연구한 선행 연구(Ekblom, 2011)는, 진동에 의한 1차 구심성 신경의 활성화가 최대 자발적 신장성(eccentric) 및 단축성 수축을 하는 동안 근력과 근 활성화에 영향을 미치지만, 그 중 신장성 수축 시 더 높은 기여를 할 것이라라는 가설을 전제로 실험을 진행 하였다. 8명의 성인 여성이 실험에 참가하였으며, 실험군과 통제군으로 나누어 진행되었다. 실험군은 진동이 적용되기 전에 사전검사로서 발목의 배측굴곡(dorsiflexion)과 저측굴곡(plantarflexion)의 최대 힘과 H-반사의 크기를 측정하였다. 사전검사 후 30분 동안 100hz의 진동을 아킬레스건에 적용하였으며, 이후 사전검사와 동일하게 사후검사를 수행하였다. 통제

군은 진동 자극의 적용 없이 30분간 휴식을 취하였으며, 실험군과 동일하게 사전, 사후 검사를 실시하였다.

연구 결과, 발목의 최대 힘에서는 진동의 적용에 따른 차이를 보이지 않았다. 그러나 장시간 진동 자극의 적용에 의해 H-반사의 크기가 33%나 감소하여 나타났다. 본 연구의 저자는 발목의 최대 근력에는 진동에 의한 1차 구심성 신경의 활성이 영향을 미치지 않을 수 있으며, 진동 자극에 따른 H-반사의 감소가 어떤 의미를 가지는지를 규명하기 위해 추가적인 연구가 필요하다고 하였다.

Ⅲ. 연구방법

본 연구의 목적은 외부의 진동자극(muscle vibration)이 골격근 조직의 수축에 미치는 효과를 규명하기 위한 것이다. 첫 번째 실험은 다양한 조건의 진동자극을 다양한 형태의 진동수와 진동의 세기로(frequency : 0Hz, 30Hz, 60Hz, 90Hz / magnitude : 0mm, 10mm) 제시하여 무릎 관절 토크 및 근활성 패턴에 어떠한 영향을 미치는지 확인하였다. 두 번째 실험은 진동수와 진동의 세기를(frequency : 0Hz, 90Hz / magnitude : 0mm, 10mm) 고정시키고 세 가지의 %MVT(20%, 40%, 60%)의 힘을 일정하게 유지하는 과제를 수행하여 무릎 관절 토크의 정확성과 근활성 패턴의 변화에 어떠한 영향을 미치는지를 확인하였다. 본 연구의 두 가지 실험의 세부 주제는 아래와 같다.

1. 외부의 진동자극(Muscle Vibration)이 최대 자발적 토크(Maximal voluntary torque production : MVT) 과제 연구 방법

연구 주제를 규명하기 위하여 연구 대상, 실험 도구, 실험 절차 및 방법, 자료 분석 방법은 다음과 같이 설정하였다.

1) 최대 자발적 토크(MVT) 과제 연구 대상

본 연구는 20~30대의 건강한 성인 남성 6명을 대상으로 진행되었으며(age: 29.83 ± 4.21 yrs, height: 172.5 ± 4.5 cm, weight: 75.83 ± 12.84 kg, Anterior thigh fat thickness: 3.1 ± 0.9 mm), 무릎관절 또는 근육의 외과적 수술 경험이 없고 자세 조절이나 피부조직 감각과 관련된 기관의 기능장애가 없으며 신체 다른 부위의 손상이나 기능장애가 없는(manual muscle testing: MMT, grade 5) 대상자들로 선정하였

다. 실험 참가자의 체질량지수(body mass index: BMI)는 모두 정상 범위(18.5~23)였다. 모든 실험참가자들은 본 실험에 앞서, 전반적인 실험 과정과 유의사항에 대한 설명을 들었으며, 생명연구심의위원회의 심사를 통해 실험 참가 동의서를 작성한 후 본 실험을 실시하였다(IRB No. 1704/001-009).29

2) 실험 도구

본 연구에서는 바이브레이터, 6축 힘&토크 센서(6-axis force&torque sensor)와 근전도 (Electromyography) 시스템을 사용하였으며, A/D 보드와 메인 컨트롤 컴퓨터를 이용하여 모든 장비를 동조(synchronization) 하고 자료를 수집 하였다.

(1) 바이브레이터(vibrator)



그림 1. C-2 Tactor (Vibrator)

본 실험에서 사용된 진동 자극기는(C-2 Tactor, Engineering Acoustics incorporated, USA)는 피부에 부착하는 형태로서, 진동수, 진폭, 그리고 진동 시간의 조절이 가능하였다. 규격은 1.17"dimeter, 0.30" thick 이며 각 진동수, 진폭, 그리고 진동 시간은 유선으로 연결하여 Engineering Acoustics incorporated에서 제공하는 TSK 프로그램을 사용하여 조절하였다.

(2) 6축 힘 & 토크 센서(6-Axis Force & torque Sensor)

무릎 토크 측정하기 위해 힘(Force)과 토크(Torque) 측정 센서를 (AMTI MC3A, USA) 사용하였다(그림 2). 센서는 6채널로 구성되어 있으며 x축, y축, z축의 힘 성분과, x축, y축, z축의 모멘트 성분을 동시에 측정하였으며, 크로스토크(Crosstalk)는 모든 채널에 대해 2%미만 이었다.



그림 2. MC3A(Six-axis Force&Torque Sensor)

힘 & 토크 센서는 실험 목적을 위해 특수 제작된 장비의 철제프레임에 단단히 고정되었고, 각 실험대상자의 무릎관절과 발목관절 사이에 위치하도록 설계되었다. 또한, 실험대상자의 해부학적 특징(종아리 길이)을 고려할 수 있도록 힘 센서의 부착 위치를 조절하였다. 철제프레임은 실험참가자의 무릎 각도가 120° (Lindahl et al. 1969)가 될 수 있게 설정하여 고정되었으며, 부착된 센서의 오리엔테이션(orientation)은 철제프레임의 장축과 센서의 F_z 성분이 수직이 되도록 한 후 프레임에 고정되었다. 힘/토크 자료의 샘플링 주파수는 200Hz로 설정하였다.



그림 3. 특수 제작된 발목거치 철편프레임 (해부학적 구조 고려 설계)

(3) 근전도(Electromyography) 시스템

실험 과제 수행 시 동원되는 근육의 활성도를 측정하기 위하여 근전도 장비는 Trigno Wireless system (DELSYS INC, USA)을 이용하여 측정하였다. 이때 자료 샘플링 주파수는 2,000Hz로 설정하였으며, 동작 수행 시 얻어진 근육의 파형분석 프로그램으로 EMG works Analysis 와 Myoresearch XP 프로그램을 이용하여 분석 하였다.



그림 4. 근전도 시스템 Trigno Wireless system (DELSYS INC, USA)

3) 실험 절차 및 방법

실험 절차 및 방법은 다음과 같다.

(1) 사전 준비절차

본 실험이 시작되기 전, 모든 참가자는 무릎 및 허벅지 부상 방지를 위해 전문 트레이너에 의해 전신 스트레칭을 수행하였으며, 준비 운동 단계로서 레그익스텐션(leg-extension)과 레그컬(leg-curl) 훈련 기구를 통해 허벅지 근육(quadriceps femoris, hamstring)의 혈류량을 사전 증가시켰다. 또한 운동처방사가 MMT(Daniel, 1986) 검사를 통해 실험 과제 수행 시 사용될 근육들의 관절 가동범위(range of motion)와 안정성 그리고 근력 수준을 평가하였으며 Grade 5, 즉 중력과 강한 저항에 대해 완전한 관절 가동범위가 관찰되는 실험참가자를 대상으로 실험을 진행하였다. 실험 중 발생하는 학습효과(learning effect)를 배제하기 위해 실험이 이루어지기 전에 모든 참가자는 실험실을 방문하여 no-vibration 조건에서 자발적 최대토크 생성 과제를 연습하여 실험 조건에 익숙해지도록 하였다. 근활성도 측정을 위해 피부에 부착한 표면 전극은 선행연구의 메뉴얼(Basmajian & DeLuca, 1985)을 근거로 근육의 세로축을 따라 근육 삽입과 신경 분포 영역 사이의 중간 지점에 위치하였다. 또한 전극 부착 전, 피부로부터 생기는 임피던스(impedance)를 줄이기 위해 허벅지 근육들의 부착 부위의 제모를 시행하고 알코올 솜을 이용하여 유분을 제거하였다.

(2) 근전도 신호에 대한 진동의 영향(Vibration effect on EMG signal)

본 실험에 앞서 예비 실험을 하였는데, 예비 실험의 목적은 진동 신호에 의한 근전도 신호의 간섭현상(interference)을 확인하고, 근전도 신호 속에 포함된 진동의 간섭 신호를 제거하는 방법을 마련하는 것이다. 따라서 본 실험에서 설정한 진동수 조건보다 더 많은 진동수 조건에서 간섭 여부를 측정하고 비교하였다. 첫째, 본 실험 과제 시 측정된 근육 부위와 동일한 부위에 전극을 부착하고 근육의 수축이 전혀 없는 상태에서 no-vibration조건과 30Hz, 50Hz, 60Hz, 90Hz, 110Hz, 140Hz까지 7가지의 진동수 조건을 측정하여 비교하였다. 두 번째로 실험참가자가

100Nm의 무릎 토크를 유지한 상태(steady-state)에서 no-vibration 조건과 30Hz, 50Hz, 60Hz, 90Hz, 110Hz, 140Hz까지 7가지 진동수 조건의 측정 데이터를 비교하였다. 근전도 신호에 포함되어 있는 바이브레이터에 의해 설정된 주파수 대역의 성분을 제거하기 위하여 각 진동 조건에 해당하는 노치필터(notch-filter)를 적용하였으며, 노치필터가 적용된 자료와 미가공데이터(raw data)의 평균 파워진동수(mean power frequency), 중앙파워진동수(median power frequency), 전력 스펙트럼 밀도(power spectrum density), 적분 근전도(integrated electromyography: iEMG)값을 비교 분석하였다. 분석 결과, 미가공데이터와 노치필터가 적용된 자료 간의 차이를 볼 수 없었으며, 따라서 설계된 노치필터를 통해 근전도 신호에 포함된 진동 신호를 제거 할 수 있다고 판단하고 본 실험을 진행하였다.

(3) 진동 자극기(Vibrator) 부착

무릎 신전의 주동근인 대퇴사두근 중 해부학적으로 가장 표층부에 위치한 대퇴직근(Rectus Femoris)의 가장 볼록한 근육(Muscle belly) 주위를 따라 진동 자극기를 부착하였다. 진동 자극기 부착 시 피부에 의한 저항을 줄이기 위해 제모 및 알콜솜을 이용하여 유분을 제거하여 실험 간에 진동이 일정하게 근육 및 근방추에 전달되도록 하였다(그림5A).

(4) EMG 전극 부착

근육의 활성도를 측정하기 위하여 Trigno Wireless system EMG (DELSYS INC, USA)를 사용 하였다.

1) 최대 자발적 토크(MVT)과제에서는 등척성 무릎 신전 동작에 기여하는 근육으로서 대퇴직근(Rectus Femoris, RF), 외측광근(Vastus lateralis, VL), 내측광근(Vastus Medialis, VM), 대퇴이두근(Bicep Femoris, BF) 등 총 4개(그림 5B)의 근육에 근전도 전극을 부착하였다.

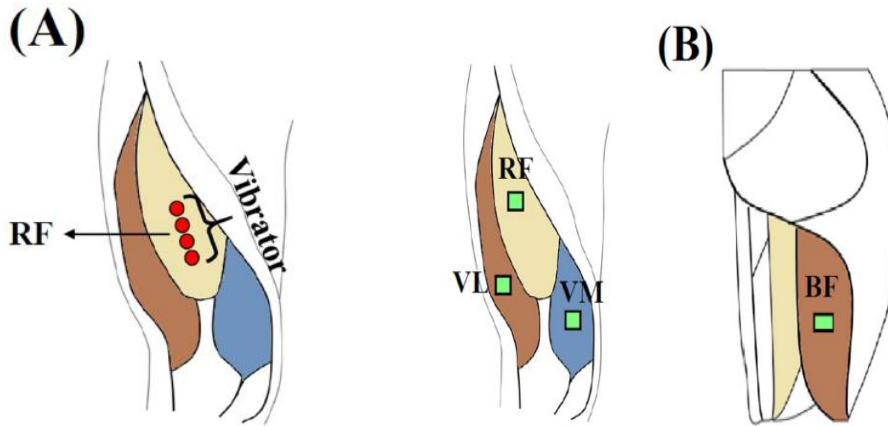


그림 5. (A) 진동 자극기 부착 위치 (B) EMG 전극 부착 위치

(5) 실험 절차

본 연구는 두 가지 연구 주제를 바탕으로 실험이 구성되었다. 첫 번째 실험은 MVT(Maximal voluntary torque) 과제로 다양한 진동수와 진동 폭 조건으로 실험이 진행 되었다.

1) 최대 자발적 토크(MVT) 생성 과제

모든 실험 참가자 들은 무릎 신전 동작을 위해 제작된 Leg-extension 장비에 허리를 곧게 펴고 엉덩이를 장비 끝까지 당겨 앉은 상태에서 각 실험참가자의 대퇴골 외측 상과(lateral epicondyle of femur)에서 부터 토크 센서의 중앙과 수직을 이루는 지점의 길이(식 2의 Dshank)를 측정하였고 기구의 양쪽에 위치한 손잡이를 잡도록 하였다 그리고 실험참가자의 허리와 종아리는 벨크로 끈을 이용하여 움직이지 않도록 고정하였다 (그림6).

진동 조건은 4가지의 서로 다른 진동수(0Hz, 30Hz, 60Hz, 90Hz)로 구성하였으며, 진폭은 진동의 효과가 근육의 근방추(Muscle spindle)에 영향을 미칠 정도로 대퇴의 피부두께(skinfold)를 고려하여 진동수에 상관없이 10mm로 일정하게 주어졌다. 실험 중 과제 진동 자극의 적용 순서

는 학습효과를 배제하기 위해 무작위(randomized)로 주어졌다. 모든 시도(trial)는 각 진동 조건 당 2회씩 측정하여 평균값으로 분석에 사용되었다.

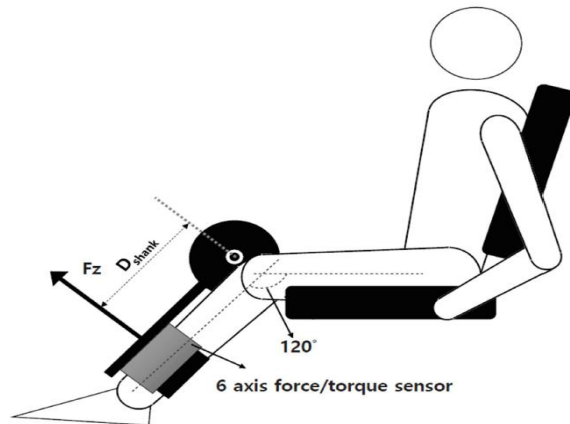


그림 6. 등척성 무릎 신전 동작 실험장비 세팅

본 과제는 두 부분(phases)으로 나누어지는데, 첫 번째 구간은 사전 활성화(pre-activation) 구간으로서 100Nm의 무릎 신전 토크를 6초간 최대한 일정하게 유지하도록 하는 구간이다. 두 번째 구간은 6초간의 사전 활성화 구간 이후 최대 무릎 신전 토크 생성 구간으로서 모니터를 통해 제공된 시작 신호에 따라 9초 이내에 최대 토크를 생성하도록 지시하였다 (그림7).

근육 진동(Muscle vibration)은 최대 자발적 토크(MVT) 생성 구간 (6초 이후)이 시작하기 1초 전인 5초부터 9초까지 4초간 주어졌다(그림 8). 과제 수행 시 모든 실험 참가자들에게 모니터를 통해 사전 활성화 단계에서의 힘(force) 값과 최대 자발적 토크 생성의 시작 시점에 대한 정보를 제공하였으며, 과제 수행의 인지와 관련된 영향을 배제하기 위해 과제 수행 시 최대 힘 값(Peak force)의 수치 정보는 제공하지 않았다. 발생한 무릎신전토크 값은 컴퓨터 LCD모니터를 통해 그래프 형태의 시각적 피드백으로 제공되었다. 진동의 잔류 효과를 제거하기 위하여 각 시

도 간 휴식시간은 5분으로 주어졌으며, 실험참가자의 요구에 따라 추가적인 휴식시간도 주어졌다 또한 실시간으로 실험참가자의 피로(fatigue) 여부를 판단하기 위해 평균파워 주파수(Mean Power frequency: MPF)를 분석하면서 실험을 진행하였다.

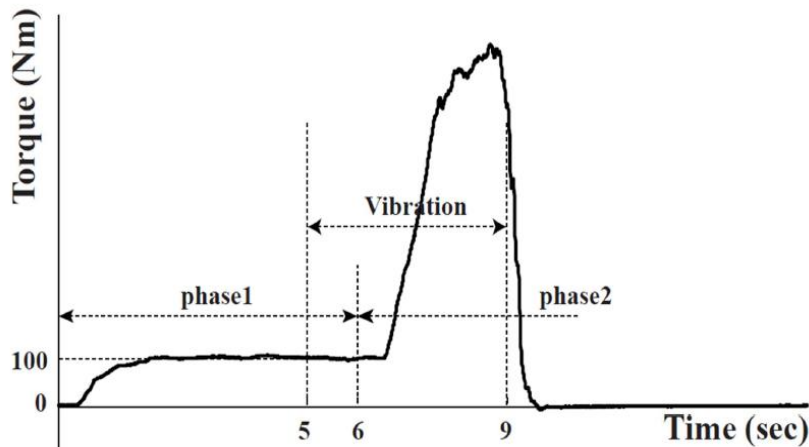


그림 7. 최대 자발적 토크(MVT) task 예시

4) 주요 변인 자료 처리 및 분석 방법

측정된 모든 자료들은 MATLAB R2016b(MathWorks Inc. Natick, MA, USA)를 이용하여 분석하였다. 6축 힘/토크 센서로부터 측정된 힘 값은 zero-lag 4th-order low-pass Butterworth filter(cutoff at 10Hz)를 이용하여 필터링하였다.

자료 분석을 위한 근전도(EMG) 데이터의 처리과정은 다음과 같다. 1) 외부 전자 기기에 의해 발생하는 60Hz 노이즈를 제거하기 위한 노치 필터의 적용, 2) 바이브레이터 자극과 동일한 주파수 대역의 노이즈를 제거하기 위해 두 번째 노치필터를 적용, 3) 20~500Hz 밴드패스필터(bandpass-filter) 적용, 4) 정류화(Rectification) 과정, 5) 100ms window 이동평균필터(moving average filter)의 적용을 포함하였다. 본

연구에서 산출된 분석 변인은 다음과 같다.

(1) 평균파워 주파수 (Mean power Frequency :MPF)

본 연구의 최대 자발적 토크(MVT) 생성 과제 시 발생하는 근육 피로(fatigue)가 연구 결과에 영향을 미칠 수 있으므로 피로에 대한 영향을 확인하기 위해 평균 파워 주파수를 분석하였다. 각 실험 참가자는 총 8회(각 진동수 당 2회)의 MVT 과제를 수행하였으며, 각 시도에서 나타난 주동근과 길항근의 평균 파워 주파수를 다음의 공식을 이용하여 계산하였다(식 1).

$$MPF_i = \frac{\sum_{j=1}^n f_j \cdot P_j}{\sum_{j=1}^n f_j} \quad (\text{식 1})$$

i 는 8회 중 해당하는 시도의 번호를 나타내며, P는 power spectral density(PSD), 그리고 n은 PSD의 sample 개수를 나타낸다.

(2) 무릎 관절의 최대 자발적 토크(Maximum voluntary torque production)

자료 분석을 위해 각 실험참가자의 대퇴골 외측 상과(lateral epicondyle of femur)에서 부터 토크 센서의 중앙과 수직을 이루는 지점의 길이(식 2의 Dshank)를 측정하였고, 힘 & 토크 센서로부터 얻은 Fz값을 이용하여, 기계적인(mechanical) 무릎관절 토크(knee joint torque, KJT)를 식. 2을 통해 계산하였다. MVT는 15초간의 시간에 따라 배열된 연속적인 KJT값 중 두 번째 구간(6초-15초)에서의 최대값으로 정의하여 계산하였다.

$$KJT(t) = F_z(t) \cdot D_{shank} \quad (\text{식 2})$$

(3) 적분 근전도(iEMG)

첫 번째 과제에서 모든 근육의 iEMG는 사전 활성화 구간 이후 무릎

관절의 토크 값이 증가하는 시점(onset)부터 최대 자발적 토크 값이 관찰된 시점(peak)까지를 계산하였다. 무릎 토크 값이 증가하기 시작하는 시점(onset)은 사전 활성화 구간 이후(6-15초) 힘/토크 센서로부터 측정된 Fz값 최대변화율(dFZ/dt)의 5%가 되는 지점으로 정의하였다(Kim et al., 2006). 각 실험참가자별 그리고 실험조건별로 peak시점과 onset 시점의 시간 window 길이가 다르므로, 각 시도별로 추출된 onset과 peak 시점 사이의 시간을 100개의 자료로 resampling하고 (식. 4)을 통해 측정한 근육들(외측광근(VL), 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 대퇴이두근 (BF))의 적분근전도 값을 계산하였다.

(4) 동시 수축 지수 (Co-contraction index, CCI)

전체 근활성 정도에 대한 길항근의 활성 정도를 정량화하기 위해 첫 번째 MVT과제에서는 앞서 계산된 4개 근육(외측광근(VL), 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 대퇴이두근(BF))의 iEMG 값을 이용하여 CCI를 계산하였다.(식. 5)

$$CCI = \frac{2 \cdot iEMG_{BF}}{(iEMG_{VL} + iEMG_{RF} + iEMG_{VM} + iEMG_{BF})} \times 100\% \quad (\text{식. 3})$$

(5) 통계 처리

본 연구의 첫 번째, MVT실험의 통계 처리는 SPSS 24. 0(IBM, USA)을 이용하였다. 평균파워주파수(MPF)에 대한 과제시도 요인(8수준)의 효과는 반복 측정 일원 변량분산분석(one-way repeated ANOVA)으로 확인하였다. MVT와 CCI에 대한 진동수 요인(4 수준: 0, 30, 60, 90Hz)의 효과는 반복 측정 일원변량분산분석을 실시하여 검증하였으며, 또한 진동수 조건의 일대일 대응 별 차이를 확인하기 위하여 사후 종속 t 검정(paired t-test)을 실시하였다. MVT 변화에 따른 진동 자극이 주어진 근육을 포함한 주동근 그리고 길항근의 iEMG의 변화를

분석하기 위하여 선형 회기분석(linear regression analysis)을 수행하였으며, 모든 통계분석의 유의 수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

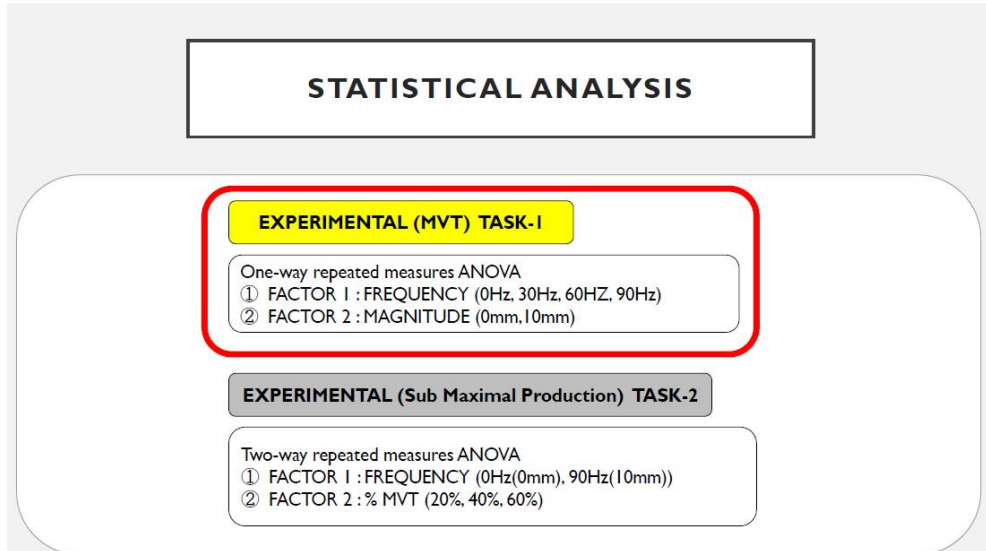


그림 8 실험1 통계분석(Statistical Analysis)

2. 외부의 진동자극(Muscle vibration)이 최대하 토크 증가(Submaximal ramp torque production) 과제 연구방법

1) 최대하 토크 증가(Submaximal ramp torque production) 과제 연구 대상

본 연구는 건강한 성인 남성 9명을 대상으로 진행되었으며(표. 2) 무릎 관절 또는 근육의 외과적 수술 경험이 없고 자세 조절이나 피부조직 감각과 관련된 기관의 기능장애가 없으며 신체 다른 부위의 손상이나 기능장애가 없는(manual muscle testing: MMT, grade 5) 대상자들로 선정하였다. 실험 참가자의 신체질량지수(body mass index: BMI)는 모두 정상 범위(18.5~23)였다. 모든 실험참가자들은 본 실험에 앞서, 전반적인 실험 과정과 유의사항에 대한 설명을 들었으며, 생명연구심의위원회

의 심사를 통해 실험 참가 동의서를 작성한 후 본 실험을 실시하였다.

표 2. 실험 2 연구 대상의 신체 정보

Subjects	Age	Height	weight	Anterior thigh fat thickness
9	30±3.8years	174±2.3cm	77±9.32kg	3.0±0.4mm

2) 실험 도구

최대하 토크 증가(Submaximal ramp torque production)과제의 실험도구는 첫 번째 과제인 최대 자발적 토크(MVT) 과제와 같다.

3) 실험 절차 및 방법

실험 절차 및 방법은 다음과 같다.

(1) 사전 준비절차

본 실험의 사전준비 절차는 첫 번째 최대 자발적 토크(MVT) 과제와 같다.

(3) 진동 자극기(Vibrator) 부착

본 실험의 진동 자극기(vibrator)부착 위치 및 방법은 첫 번째 최대 자발적 토크(MVT) 과제와 같이 대퇴직근(RF)에 종으로 나란히 부착하였다.

(4) EMG 전극 부착

근육의 활성도를 측정하기 위하여 Trigno Wireless system EMG (DELSYS INC, USA)를 사용 하였다

1) 최대하 토크 증가 과제에서는 근육의 부착위치를 좀 더 세분화하여

등척성 무릎 신전 동작 시 주동근으로 사용되는 대퇴직근, 외측광근, 내측광근, 전경골근(Tibialis anterior, TA)과 길항근으로 사용되는 근육 대퇴이두근, 반건양근(semi-tendinosus, ST), 가자미근(Soleus, SOL), 장단지근(Gastrocnemius, GM) 등 총 8개의 근육에 근전도 전극을 부착 하여 측정하였다(그림 9). 각각의 전극은 탄력성 테이프를 보조적으로 사용하여 실험 중에도 접착성이 유지 될 수 있도록 하였다. 검출된 EMG 신호는 무선 송신 장치를 통해 아날로그로 출력해주는 리시버에 보내지고 이 신호는 다시 분석용 컴퓨터로 옮겨져 6축 힘&토크 센서와 함께 데이터가 동기되어 저장되었다.

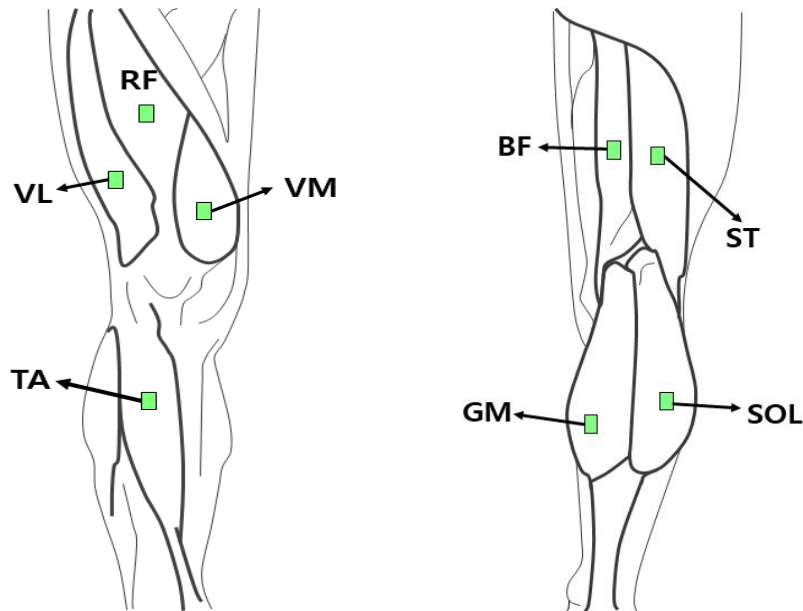


그림 9. Submaximal Ramp과제에서 근전도(EMG) 부착위치. 외측광근(VL), 대퇴직근(RF), 내측광근(VM) 전경골근(TA), 대퇴이두근(BF), 반건양근(ST), 가자미(SOL), 장단지근(GM)

(5) 실험 절차

두 번째 실험은 Sub Maximal Ramp 과제 실험으로 진동이 가해지는 동안 3가지 조건(20%, 40%, 60%)의 % of MVT 값을 설정하여 실험하였다.

1) 최대하 토크 증가(Submaximal ramp torque production) 생성 과제

MVT 실험과 동일하게 실험 참가자들은 오른쪽 다리에 근전도 전극과 진동 자극기를 부착하고 무릎 각도는 120°(Lindahl, 1969)로 설정하여 레그익스텐션(Leg extension)기구에 몸을 고정하였다. 최대하 토크 증가 생성 과제는 모니터를 통해 제공하는 3가지 힘 조건(MVT의 20%, 40%, 60%)의 궤적을 따라 토크 생성하는 것이다(그림 10). 본 과제는 세 구간(phases)으로 나누어지는데, 첫 번째 구간은 5%의 힘 값을 유지하는 구간으로 Low steady-state(LSS)라고 명명하며 1~6초까지이다. 두 번째 구간은 Ramp phase으로 5%의 힘 값에서 MVT의 20%, 40%, 60%:지점까지 힘 값을 기준선에 맞추어 최대한 정확하게 힘을 증가시키는 구간이다(6~11초). 마지막 구간은 High Steady state(HSS)구간으로 MVT의 20%, 40%, 60% 수준에서 일정하게 힘을 유지시키는 구간이다(11~14초). 이때 진동자극은 사전활성화 구간인 LSS의 5초부터 HSS가 끝나는 15초까지 주어졌다. 진동자극의 진동수와 진폭은 90Hz, 10mm로 고정하여 주어졌다.

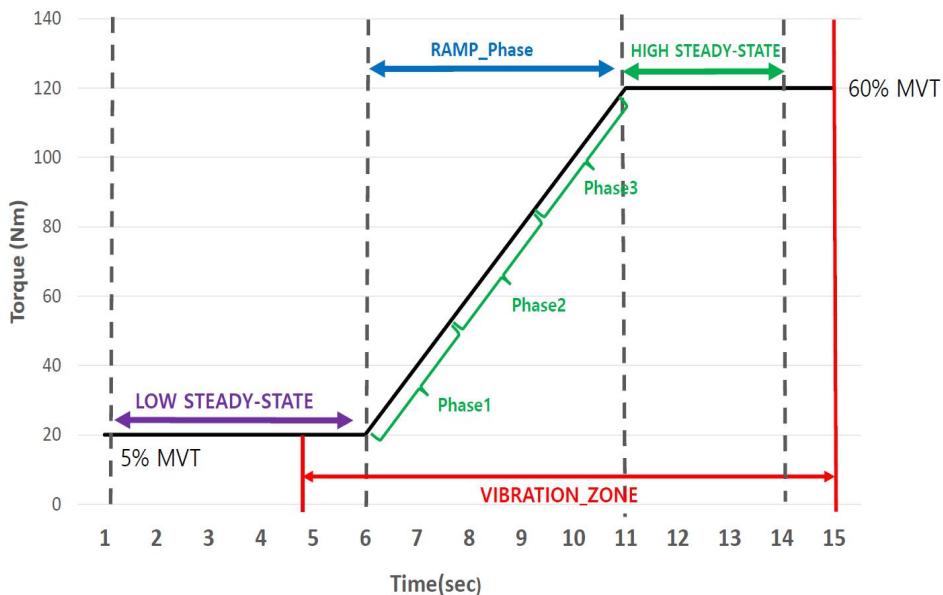


그림 10. Submaximal ramp torque production 과제 예시 및 구간 정의

4) 주요 변인 자료 처리 및 산출 방법

(1) 무릎 관절의 자발적 토크(% Maximal voluntary torque : %MVT)

자료 분석을 위해 각 실험참가자의 대퇴골 외측 상과(lateral epicondyle of femur)에서 부터 토크 센서의 중앙과 수직을 이루는 지점의 길이(식 2의 Dshank)를 측정하였고, 힘 & 토크 센서로부터 얻은 Fz값을 이용하여, 기계적인(mechanical) 무릎관절 토크(knee joint torque, KJT)를 식. 2을 통해 계산하였다.

(2) 평균 제곱근 오차(RMSE)

진동 자극의 유무에 따라 %MVT의 Submaximal ramp torque production 과제에서 설정된 힘과 실험을 통해 획득된 힘 값이 평균적으로 얼마나 잔차(Residual)를 보이는지 분석하기 위해 <식 3>을 이용하여 산출하였다. 분석구간은 크게 3구간 Low steady-state(LSS, 2초~6초), Ramp phase(6초~11초), High steady-state(HSS, 11초 14초) 나누어 분석하였으며, Ramp phase의 경우는 다시 시간에 따라 3구간(3Phase)로 나누어 분석하였다. 3구간은 5초 구간인 Ramp phase의 시작점과 끝점의 0.1초씩을 제외하고 3등분하여 1.6초씩 Phase2, Phase3, Phase4로 나누어 분석하였다.

Sampling rate는 200Hz로 받은 15초의 데이터(3000개)를 iEMG의 Sampling Rate과 동일하게 하기 위해 30000개로 Resampling 하였다.

각 실험 참가자는 총 36회(각 %MVT 당 12회)의 MVT 과제를 수행하였으며, 각 시도에서 나타난 RMSE를 다음의 공식을 이용하여 계산하였다(식 3). RMSE_{NORM} 데이터는 각피험자들의 평균 RMSE값에서 피험자의 %MVT값으로 표준화(Normalization)하였다

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (P_i - F_i)^2}{n}} \quad (\text{식. 3})$$

P_i : Predicted target, F_i : Actual target

(3) 적분 근전도(iEMG)

Submaximal ramp과제에서는 크게 3구간 (Low level steady state, Ramp phase, High level steady state)으로 나누어 iEMG를 산출하였다. 과제 시작 후 MVT의 5%값을 맞추는 시간을 고려하여 초기 1초 구간을 제외한 2~6초까지를 Low level steady state(LSS)로 하였고 6초~11초까지 힘값을 올리는 구간을 Ramp phase(Ramp) 그리고 마지막으로 11초~14초까지를 High level steady state(HSS) 구간으로 설정하고 총 8개의 근육(외측광근(VL), 대퇴직근(RF), 내측광근(VM) 전경골근(TA), 대퇴이두근(BF), 반건양근(ST), 가자미근(SOL), 장단지근(GM))을 3가지의 힘값 level(MVT_20%, 40%, 60%)로 각각 iEMG를 산출하였다.(식 4.) 또한 Ramp phase에서 힘 값을 상승시키는 과제 특성을 고려하여 시간에 따라 3구간(3Phases)으로 세분화하여 iEMG를 산출하였다. 이때 초기 1초 구간과 말기의 1초구간은 과도기 단계(trasition period)로 실험 분석에서는 제외하였다.

(4) 동시 수축 지수 (Co-contraction index, CCI)

최대하 토크 증가(Submaximal Ramp) 과제에 주동근과 길항근의 구분이 명확한 5개 근육(외측광근(VL), 대퇴직근(RF), 내측광근(VM), 대퇴이두근(BF, 반건양근(ST)의 iEMG 값을 이용하여 CCI를 계산하였다.(식. 6)

$$CCI = \frac{2 \cdot iEMG_{BF} \cdot iEMG_{ST}}{(iEMG_{VL} + iEMG_{RF} + iEMG_{VM} + iEMG_{BF} + iEMG_{ST})} \times 100\% \text{ (식 6)}$$

(5) 통계 처리

최대하 토크 증가(Submaximal Ramp) 과제에서는 90Hz(10mm)의 근육진동 유무에 따른 %MVT값(20%, 40%, 60%)의 비교를 위해 이원

변량분산분석(two-way repeated ANOVA)를 사용하였으며 각각의 %MVT 값(20%, 40%, 60%) 조건에서 근육진동 유무에 따른 일대일 대응별 차이를 확인하기 위하여 사후 종속 t 검정(paired t-test)을 실시하였다. 모든 통계분석의 유의 수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

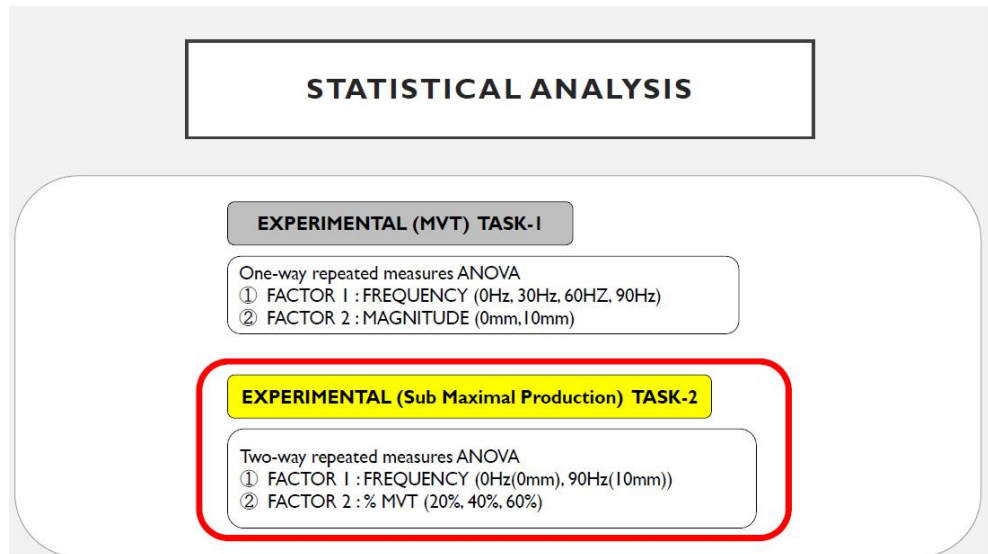


그림 11. 실험2 통계분석(Statistical Analysis)

IV. 연구 결과

본 연구의 목적은 다양한 조건의 외부 진동자극에 따라 자발적 힘 생성 크기와 정확성에 어떠한 영향을 미치는지 확인하는 것이다. 연구 결과는 최대 자발적 토크(MVT) 실험 결과와 최대하 토크 증가(Submaximal Ramp) 실험 결과 순으로 서술하였다.

1. 최대 자발적 토크(MVT) 과제 결과

1-1. MVT 과제 수행 시 평균파워 주파수(Mean power frequency : MPF)

MVT과제 중 측정된 주동근(RF, VL, VM)과 길항근(BF)의 근전도 신호의 평균파워주파수(MPF)는 총 8회의 MVT과제 동안 변화가 없는 것으로 확인되었다. 이러한 결과는 과제 시도(8 수준)를 요인으로 설정하고 평균파워주파수(MPF)를 종속변수로 설정한 반복 측정 일원변량분산분석으로 확인되었는데, 과제시도 요인의 주 효과는 통계적으로 유의하지 않았다.

1-2. 무릎관절의 최대 자발적 토크 (Maximal voluntary torque production: MVT)

근육 진동의 진동 수 변화에 따른 MVT 값을 분석하였다. MVT는 0Hz 진동수 조건(no-vibration)과 비교하여 진동수가 증가될수록 증가하는 경향을 보였다(그림 10). 평균적으로 0Hz(no-vibration) 조건에서는 756.47Nm, 30Hz에서는 785.74Nm, 60Hz에서는 780.61Nm, 90Hz에서는 809.61Nm의 토크 값을 나타내었다. 이러한 결과는 반복 측정 일원변량분산분석을 통해 확인되었다. 진동수 요인(4수준; 0, 30, 60, 90Hz)에 대한 주 효과는 통계적으로 유의하였으며($F[3, 15]=3.89$, $P < 0.05$), 사후 종속 t 검정(paired

t-test)를 통해 0hz와 30hz에 비해 90hz의 진동수에서 MVT의 통계적으로 유의한 증가를($P < 0.05$) 확인하였다. (그림 12)

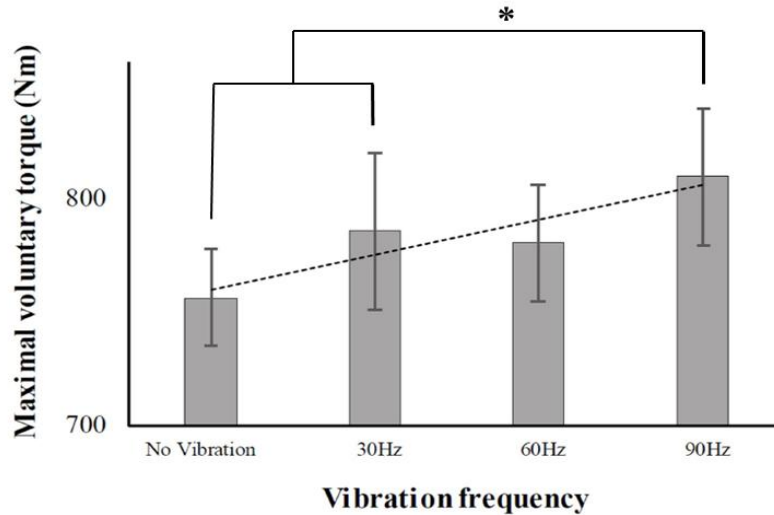


그림 12. 진동 주파수에 따른 최대 MVT 평균 및 표준편차 결과

1-3. 동시수축지수 (Co-contraction index : CCI) 분석

CCI는 측정된 전체 근 활성 정도에 대한 길항근의 활성 정도를 나타낸다. CCI는 0Hz 진동수 조건(no-vibration)과 비교하여 진동수가 증가할수록 감소하는 경향을 보였다(그림 13A). 이러한 결과는 반복 측정 일원변량분산분석을 통해 확인되었으며, 진동수 요인(4수준:0, 30, 60, 90Hz)에 대한 주효과는 통계적으로 유의하였다($F[3, 15]=3.48$, $P < 0.05$). 또한, 모든 실험 참가자와 실험조건에서의 MVT와 CCI의 관계는 음의 상관관계가 있음을 나타내었다($r=0.62$). <그림 13B>에 표시된 4개(0Hz, 30Hz, 60Hz, 90Hz)의 검은 점들은 각 진동수 조건에서 실험참가자의 평균값을 보여주며, 이를 통해 평균점들을 연결하는 선형 함수의 기울기 또한 음의 값을 확인할 수 있었다. 따라서 근육 진동에 의한

MVT의 증가는 CCI감소와 관련된다고 할 수 있다.

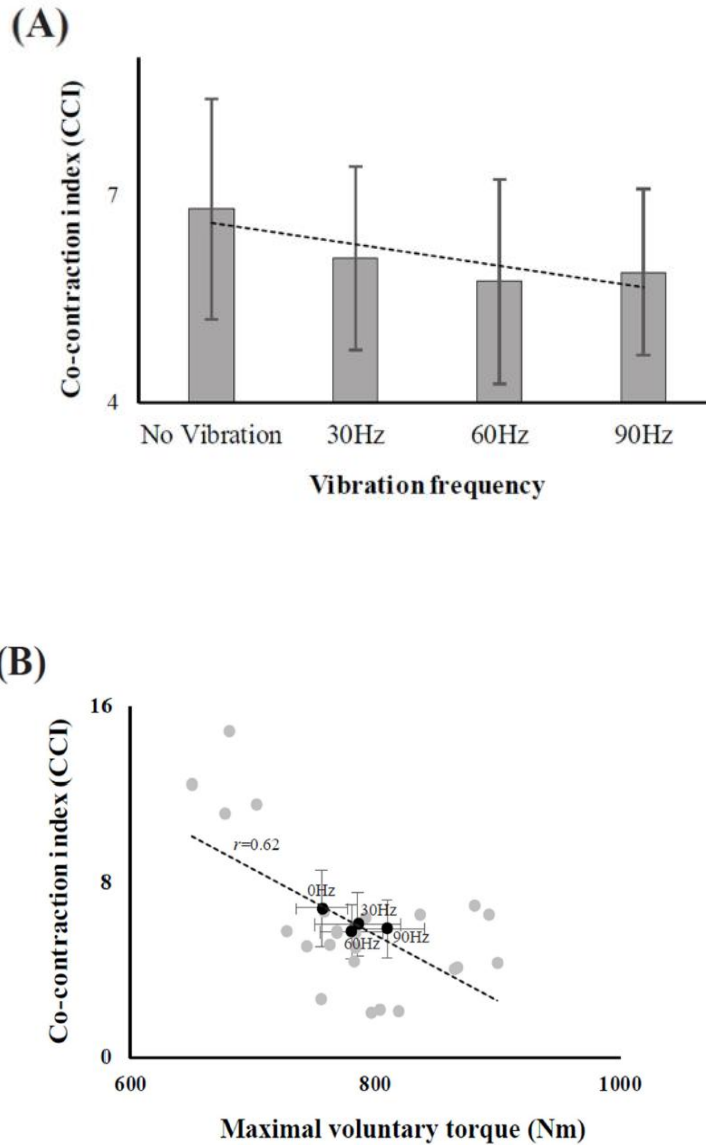
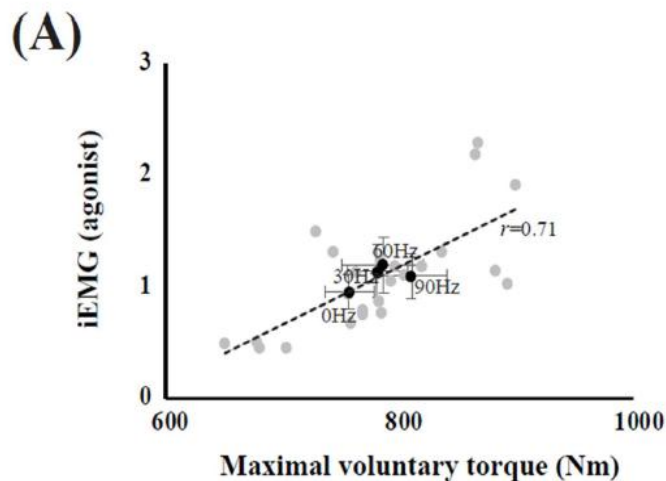


그림 13. (A) 진동 주파수에 따른 최대 CCI 평균 및 표준오차. (B) 최대 자발적 토크(MVT) 및 동시수축지수(CCI)의 산점도(Scatter plot) 및 상관계수(correlation coefficient). 회색점은 각각의 개별 데이터를 나타내며 검은점은 각 진동수(Frequency) 조건에서 참가자의 평균 및 표준오차를 나타낸다.

1-4. 적분근전도 (iEMG) vs 최대자발적 토크(MVT)

<그림 17>는 MVT과제 수행 시 진동 자극이 주어진 대퇴직근의 iEMG, 주동근(RF, VL, VM)의 iEMG, 그리고 길항근(BF)의 iEMG 사이의 상관관계를 나타낸다. 연구 결과 MVT의 증가에 따라 주동근($r=0.71$, 그림 14A), 진동 자극이 주어진 근육($r=0.70$, 그림 14B), 길항근($r=0.37$, 그림 14C)의 iEMG 값은 모두 증가하는 경향을 보였다. <그림 14>에 나타난 검은 점들은 각 진동수 조건(0, 30, 60, 90Hz)에서 실험참가자의 평균값을 나타내고 있으며, 선형함수의 기울기는 양의 값을 보였다. 또한, 주동근(0.0052)과 진동이 주어진 근육(0.0058)의 선형함수 기울기는 길항근의 선형함수 기울기(0.0002)보다 상대적으로 큰 값을 나타내었다.



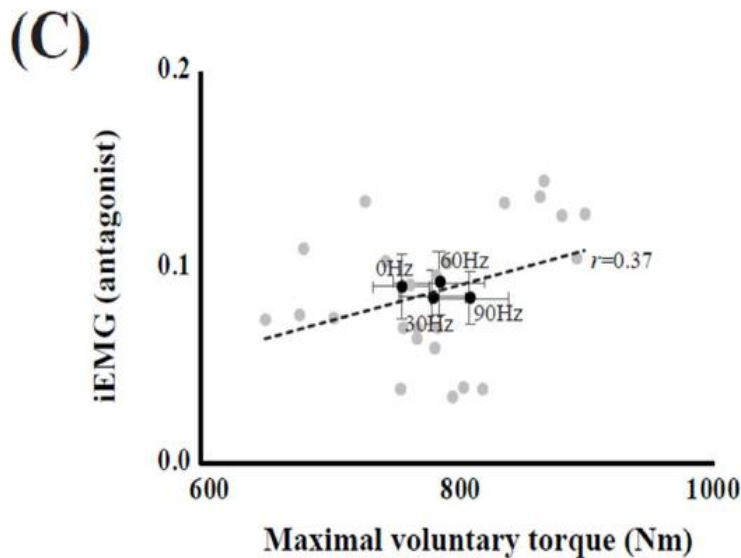


그림 14. 최대 자발적 토크(MVT)값과 (A)주동근(agonist), (B) 진동이 주어진 근육(Vibrated muscles, RF) (C) 길항근(Antagonist)의 적분근전도 값의 산점도(Scatter plot). 회색 점은 각각의 개별 데이터를 나타내며 검은점은 각 Frequency조건에서 참가자의 평균 및 표준오차를 나타낸다.

2. 최대하 토크 증가(Submaximal ramp torque production) 과제 결과

2-1. RMSE (평균 제공근 오차)

근육 진동의 유무에 따른 %MVT의 20%, 40%, 60%의 정규화된(normalized) $RMSE_{NORM}$ 값을 분석하였다. 최대하 토크 증가(Submaximal Ramp) 과제의 $RMSE_{NORM}$ 은 크게 Low Steady-State(LSS), Ramp, High Steady-State(HSS)의 3구간으로 나누어 분석되었다. 초기 구간인 Low Steady-State(LSS)에서는 토크의 증가에 따라 $RMSE_{NORM}$ 은 증가하는 경향을 보였지만 진동 자극의 유무에 따라 통계적으로 유의한 차이를 나타내

진 않았다. 그러나 MVT_60%의 Ramp phase구간에서 진동 자극 조건에서 통계적으로 유의한 $RMSE_{NORM}$ 의 증가가 나타났다($P < 0.05$). (그림 15)

또한 Ramp구간을 시간에 따라 3구간으로 나누어 분석한 결과, MVT_20%의 첫 번째 구간인 Phase 1에서 진동의 유무에 따라 통계적으로 유의한 차이($T_{[8]} = -2.62$, $P < 0.05$) 나타냈다. (그림 16)

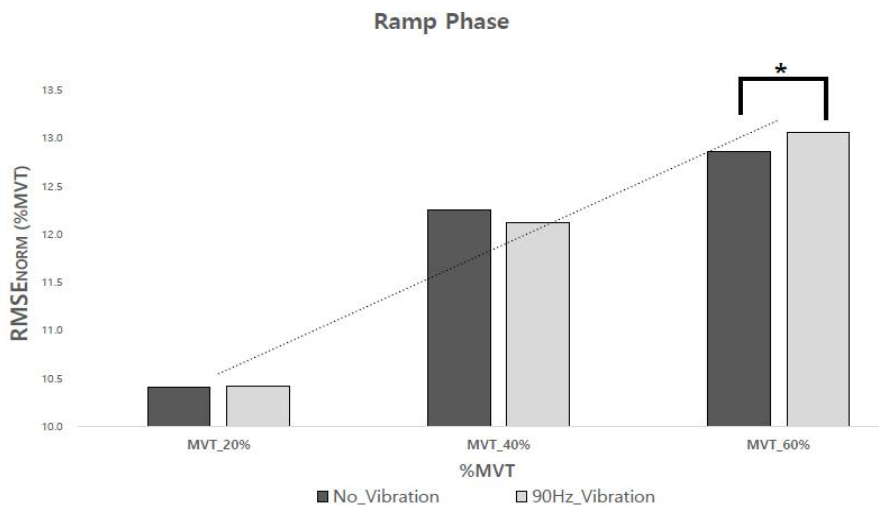


그림 15. Ramp phase에서 %MVT와 진동의 유무에 따른 RMSEnorm의 평균과 표준편차

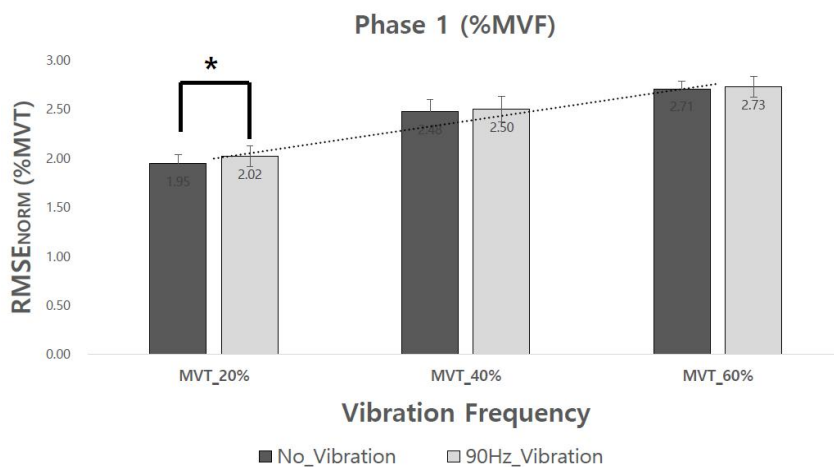


그림 16. Ramp(phase 1)의 진동 유무에 따른 RMSE의 평균과 표준편차



그림 17. 대표 실험 참가자의 무릎토크 Trajectory 예시

그러나 HSS에서는 모든 %MVT 수준에서 진동 적용에 따라 RMSE가 감소되는 경향이 나타났으며, 종속 t 검정(paired t-test)을 통해 %MVT 20%와 60%에서 진동 유무에 따라 RMSE의 유의미한 차이를 ($T_{[8]}=3.94, T_{[8]}=3.96, P < 0.05$) 확인하였다. (그림 18)

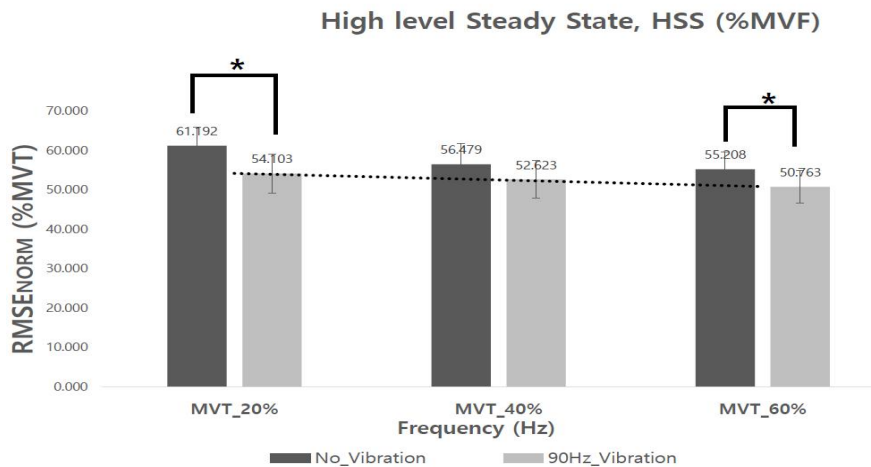
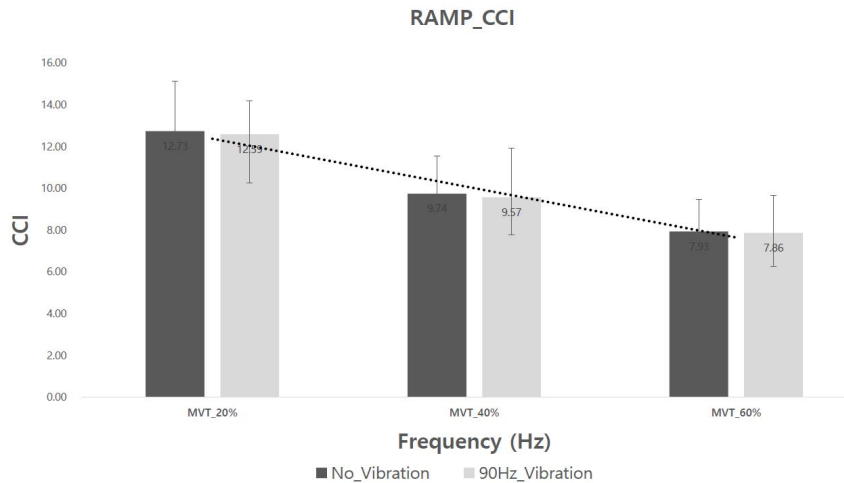


그림 18. HSS 구간의 진동의 유무에 따른 RMSE의 평균과 표준편차

1-2. 동시수축지수 (Co-contraction index : CCI)

CCI는 측정된 전체 근 활성 정도에 대한 길항근의 활성 정도를 나타낸다. CCI는 %MVT가 증가할수록 유의하게 감소하는 결과를 보였다 (그림 19). 이러한 결과는 반복 측정 일원변량분산분석을 통해 확인되었다 요인(3수준:20%, 40%, 60%, 90Hz)에 대한 주효과는 통계적으로 유

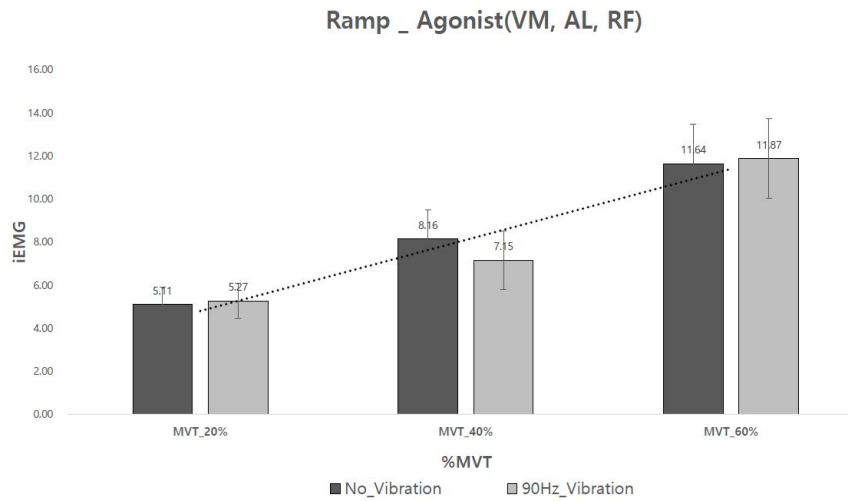


의 그림 19. Ramp phase의 %MVT와 진동의 유무에 따른 CCI의 변화 하였다($F[2, 16]=41.82$, $P < 0.05$). 그러나 진동 자극의 유무에 따른 CCI의 차이는 3가지 %MVT 조건 모두에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 (그림 19).

1-3. 적분근전도 (iEMG)

진동 자극의 유무에 따라서 각 근육들의 적분근전도(iEMG)를 분석하였다. <그림 20>는 최대하 토크 증가 과제 수행 시 진동의 유무에 따른 주동근 적분 근전도(iEMG)의 평균과 표준편차를 보여준다. Ramp phase에서는 %MVT가 증가함에 따라 주동근(Agonist)의 적분 근전도(iEMGs)는 증가하였지만 진동 자극의 유무에 따른 iEMG는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 못했다.

그림 20. Ramp phase에서 주동근의 iEMG 평균과 표준오차.



HSS 구간에서도 %MVT 증가에 따라 주동근(Agonist)의 적분 근전도는 증가하여 나타났지만, 진동 자극의 유무에 따른 통계적으로 유의한 iEMG의 차이는 나타나지 않았다.

V. 논의

본 연구는 다양한 진동수의 외부 진동 자극을 근육에 적용하여 최대 근력 생성의 차이를 살펴보았으며, 또한 근육 진동 자극이 요구되는 힘을 유지하기 위한 힘 생성 정확성에 미치는 영향을 살펴보았다. 본 연구의 결과를 통해 단기 근육 진동 자극에 의한 무릎관절 MVT의 증가를 확인하였고(가설1), 근육 진동 자극은 전체 근육의 활성화 정도에 대해 길항근(antagonist)의 동시수축지수(co-contraction index, CCI)를 상대적으로 감소시키는 것으로 나타났다(가설2). 그리고 힘 생성 정확성을 요구하는 과제에서 요구되는 힘이 증가할수록 근육 진동 자극의 유무에 따라 정확성의 차이가 나타나는 것을 확인하였다(가설3). 이러한 결과는 주동근의 일차 구심성 섬유(Ia afferent)의 활성화와 길항근의 동시수축(CCI) 양상의 변화 그리고 과제수행의 정확성을 판단하는 평균제곱근 오차(RMSE)로 설명할 수 있으며 이를 토대로 논의하고자 한다.

1. 최대 자발적 토크(Maximal voluntary torque production)에 대한 연구

선행연구에서는 근육 진동은 다양한 피부 및 피하 수용체 뿐만 아니라 근방추의 일차 구심성 신경에서도 매우 높은 수준의 활성을 일으킨다고 보고하였다(Brown et al., 1967; Roll and Vedel 1982; Cordo et al. 1998, Baik, 2006). Sabin(2003)의 연구에서는, 보행 중 진동 자극에 의해 하지 근육들이 활성화되는 현상을 확인하였으며, 이는 진동이 근방추의 일차 구심성 신경을 활성화했기 때문이라고 보고하였다. 본 연구의 결과에서도 높은 진동수(90Hz)의 단기 근육 진동에서 낮은 진동수(30Hz) 또는 진동을 주지 않은(no-vibration) 조건에 비해 통계적으로 유의하게 MVT의 증가가 나타났다. 이러한 결과는 선행연구에서 제시한 것과 같이, 비교적 높은 진동수(90Hz)의 진동 자극이 주동근의 근방추를 자극하여 일차 구심성 신경을

활성화시킴에 따라 MVT의 증가가 나타난 것으로 사료된다. 손가락 굴곡근(finger flexor) 건(tendon)에 다양한 진동수의 진동 자극을 이용한 선행연구(Park and Martin, 1993)에서는 긴장성 진동반사(tonic vibration reflex, TVR)는 진동수의 증가에 따라 증가하지만 150Hz 이상의 높은 진동수에서는 오히려 감소한다고 하였다. 본 연구에서 나타난 진동수의 증가에 따른 MVT의 증가는 선행연구의 결과와 일치한다. 본 연구에서 나타난 진동수 증가에 따른 MVT의 증가는, 100Hz 이하의 진동수 범위 내에서 진동수의 증가에 따라 최대 근력 생성에 영향을 미치는 TVR의 증가가 나타났고, 이러한 변화가 MVT 생성에 긍정적인 영향을 미친 것으로 사료된다.

주동근과 길항근의 동시수축은 다양한 움직임에서 관절 안정성을 제어하는데 사용되는 전략이며, 선행연구에서는 관절의 기계적 불안정성은 주동근과 길항근의 동시수축을 증가시킨다고 보고하였다(Milner, 2002). 실제로 외부의 동요(perturbation)를 최소화하기 위해 관절 주위 근육의 동시수축을 조절하는 능력은 특정 운동 과제의 효과를 향상하기 위해서 중요하게 작용한다(Hasan, 1986).

본 연구의 MVT 생성 과제에서는 진동수의 차이에 따른 CCI의 상대적인 변화를 살펴보고자 하였으며, 주동근과 길항근의 CCI는 진동수의 증가와 MVT의 증가에 따라 감소하는 결과를 보여주었다. 단기 근육 진동의 진동수가 상승함에 따라 무릎관절의 MVT는 유의하게 증가하였으며, iEMG를 통한 근육의 활성화 분석 결과, MVT의 증가에 따라 선형적으로 근육의 활성화도는 증가한 것으로 나타났다. 또한, 주동근과 길항근의 활성화도는 단기 근육 진동의 진동수 증가에 따라 MVT 증가와 함께 상승하는 경향을 보였으나, 길항근의 활성화도에 비해 주동근의 활성화도가 더 크게 증가하는 경향을 보였다. 이러한 주동근과 길항근의 근 활성화도 증가의 차이는, 주동근과 길항근의 활성화도 모두가 증가하는 경향에도 불구하고 CCI는 상대적으로 감소하는 결과를 가져온 것으로 보인다.

선행연구에서는 길항근의 수축은 주동근에 의해 발생한 토크의 효과를 감소시키기 때문에 주동근에 의해서 발휘되는 힘을 최대화하고자 한다면 동

시수축을 감소시킬 필요가 있다고 보고하였다(Ford, 2008). 따라서 첫 번째 연구에서 나타난 CCI의 감소는, 높은 수준의 MVT를 생성하기 위해 진동 자극이 길항근의 활성화 감소에 영향을 미친 것으로 보이며, 이러한 결과는 근육에 적용된 단기 진동 자극이 근방추의 일차 구심성 신경을 활성화하고, 척수의 개재신경(Ia inhibitory interneuron)을 통해 길항근의 활성화 증가를 억제하는 상호억제(Ia reciprocal inhibition) 작용(Crone et al., 1987)으로 인해 발생한 것으로 사료된다.

2. 최대하 토크 증가(Submaximal ramp torque production)에 대한 연구

두 번째 연구는 최대하 토크(Submaximal ramp task) 증가 생성 과제 시, 외부 진동 자극 유무에 따른 3가지 %MVT 조건(20%, 40%, 60%_MVT)에서 정확성(Accuracy)의 차이를 보고자 하였다. 정확성을 요구하는 과제를 수행하는데 있어서 힘을 안정화하는 Force-stabilizing synergy index가 진동 자극 때문에 낮아지는 결과를 보인 선행연구(Arpınar-Avsar et al, 2013)와 같이 본 연구에서도 60% MVT에서 진동 자극에 의해 RMSEnorm 값이 통계적으로 유의하게 증가하는 결과를 보였다.

본 최대하 토크 증가 과제에서 실험 참가자에게 요구되는 것은 일정한 토크 증가율을 유지하며 무릎 신전 토크를 증가시키는 것이다. 이러한 과제 특성을 만족시키기 위해서는 운동제어 체계의 상위 레벨에서 힘 증가율에 맞는 적절한 임계값(threshold, lamda value)을 설정하는 것이 필요하다. 본 연구에서 나타난 진동 자극에 의한 토크의 오버샷(overshot)과, RMSE의 유의한 증가를 비추어 볼 때, 진동 자극은 상위레벨에서 설정한 임계값에 영향을 미치므로 토크 생성을 불안정하게 만드는 것으로 사료된다.

또한, 동시수축은 관절의 안정성을 높이기 때문에 새로운 과제를 익히거나 높은 정확성을 요구하는 동작에서 유용하게 작용한다고 보고하고 있다(Hunter et al., 2002). 본 최대하 토크 증가 과제에서 진동 유무에 따라

CCI값의 통계적 차이가 나타나지 않은 결과는, 정확성을 요구하는 과제 특성으로 인해 길항근의 활성화 증가를 억제하는 상호억제(Ia reciprocal inhibition) 작용(Crone et al., 1987)이 최대 토크 증가 과제에 비해 적게 작용한 결과로 사료된다.

본 연구는 첫째, 단기 근육 진동 자극의 진동수에 따라 등척성 무릎 신전 운동 시 무릎 관절 토크에 어떠한 영향을 미치는지 확인하였으며, 둘째, 단기 근육 진동 자극 진동수에 따라 주동근과 길항근의 동시수축 패턴의 차이를 확인하였다. 또한, 앞선 두 가지 가설에 따른 실험연구를 토대로 힘 값 상승에 도움 주는 근육 진동 자극이 정확성을 요구하는 과제에서도 긍정적인 영향을 미치는지에 대한 연구를 진행하였으며, 제시한 연구 결과를 통해 세 가지 가설을 모두 검증할 수 있었다.

본 연구에서는 움직임에 요구되는 토크를 발생시키는 근육의 역할이 외부 진동 자극에 어떠한 영향을 받는지에 대해 규명하였다. 근육은 인간의 움직임 체계(human movement system)에서 토크 발생기(torque generator)의 역할을 하기도 하지만, 움직임에 참여하는 근육들이 실제 어떻게 협응(coordinate)하는지는 다양한 인간 움직임의 특성을 결정하는 중요한 요인이 된다. 다중 손가락(multi-finger)의 움직임에서 진동 자극에 의한 근육 간 협응의 변화를 살펴본 선행 연구(Arpınar-Avsar et al., 2013)에서는, 손가락을 이용한 힘 생성 과제에서 진동 자극이 움직임에 포함된 요소 간 협응의 변화를 일으킨다고 하였다. 따라서 추 후 이러한 선행 연구들을 바탕으로 단기 진동 자극이 근육의 힘 생성과 정확성에 미치는 영향뿐만 아니라, 특정 과제를 수행하기 위한 근육 간의 협응(synergy)에 어떤 영향을 미치는지에 대해 추가적인 연구가 진행된다면, 외부 자극에 반응하는 인간 움직임 체계에 대해 더 깊은 이해가 가능할 것이다.

VI. 결론

근육 수용기에는 근육의 길이(length), 긴장도(tension), 신장 속도(velocity of stretch)에 대한 정보를 감지하여 중추신경계(central nervous system: CNS)로 전달하는 근방추(muscle spindle)와 골지건기관(golgi tendon organ)이 존재한다. 또한, 근방추는 근육의 주요 감각기관이며, 근육 내의 길이 변화를 감지하여 근육의 반사적인 수축을 일으킴으로써 근육의 길이를 조절한다(Cardinale & Bosco, 2003). 근방추의 일차 구심성 신경은 높은 진동수의 진동에 반응하여 활성화한다고 보고되고 있으며(Latash, 2008), 이러한 반응의 활성화는 힘의 증가를 초래하는 원인의 하나로 설명되고 있다(Griffin, 2012).

이에 따라 본 연구는 긍정적인 반응을 유발하는 외부 진동 자극(vibratory stimulation)의 진동수(Hz) 조건을 파악하고, 자발적 힘 생성 크기와 정확성에 진동 자극이 어떠한 영향을 미치는지 규명하기 위하여 크게 두 가지의 실험 연구를 하였다. 첫 번째 연구는 단기 근육 진동 진동수가 근육의 힘 발생 능력에 미치는 영향을 조사하기 위하여 no-vibration, 30Hz, 60Hz, 90Hz의(진폭: 10mm) 진동 자극을 최대 자발적 토크(MVT) 과제를 수행하는 동안 적용하였으며, 무릎관절의 최대 자발적 토크와 주동근, 길항근의 근활성도를 측정하였다. 그 결과 단기 근육 진동의 진동수가 증가함에 따라서 동시수축지수가 감소하는 결과가 나타났다. 낮은 진동수(30 Hz) 또는 진동을 주지 않는 조건(no-vibration)에 비해 높은 진동수(90 Hz)의 단기 근육 진동을 적용했을 때 더 큰 최대 자발적 토크가 나타났다.

이러한 최대 토크를 증가시킨 결과를 토대로 두 번째 연구에서는 동일한 근육 진동 특성(90Hz)을 사용하여 일상영역 또는 일반적인 스포츠 활동 시 쓰이는 최대하(Submaximal) 힘 값 범위 안에서의 토크 생성의 정

활성을 요구하는 과제를 수행하였다. 그 결과 $RMSE_{NORM}$ 는 근육 진동유무에 따라서 힘을 일정하게 증가시키는 MVT_60% Ramp phase에서 차이가 나타나는 것을 확인할 수 있었다. CCI는 힘값의 증가에 따라 작아지는 결과를 보인 첫 번째 연구와 비슷한 경향을 보였지만, 진동 자극의 유무에 따른 CCI의 유의한 차이는 관찰되지 않았다.

진동 자극이 근육에 미치는 영향을 살펴본 두 가지 연구를 종합하면, 진동 자극은 주동근의 근방추를 자극하여 알파 운동뉴런의 활성을 일으키며, 진동을 적용한 근육 외의 인접한 근육에도 영향을 주어 더 큰 운동단위의 동원에 영향을 미치며, 상호억제 작용으로 인한 길항근의 활성화 감소에 영향을 미침으로써 최대 토크 생성에는 긍정적인 영향을 미치는 것으로 보인다. 반면, 이러한 진동 자극으로 인한 신경 생리적 변화는 토크 생성의 정확성을 요구하는 과제 수행에는 부정적인 영향을 미칠 수 있음을 보였다. 따라서 이러한 결론들은 외부 진동 자극에 대한 근육의 반응을 이해하는데 그 기초를 제공할 것이며, 더 나아가 진동을 근육의 긍정적인 반응을 일으키는 외부자극으로 활용하여 상해의 예방과 재활, 운동선수의 퍼포먼스 향상을 위한 보조기구로서의 적용에 기여할 것이다.

참 고 문 헌

- Arpinar-Avsar, P., Park, J., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2013). Effects of muscle vibration on multi-finger interaction and coordination. *Experimental Brain Research*, 229(1), 103-111.
- Barthélémy, A., Gagnon, D. H., & Duclos, C. (2016). Gait-like vibration training improves gait abilities: a case report of a 62-year-old person with a chronic incomplete spinal cord injury. *Spinal cord series and cases*, 2, 16012.
- Bianconi, R., & Van der Meulen, J. P. (1963). The response to vibration of the end organs of mammalian muscle spindles. *Journal of Neurophysiology*, 26(1), 177-190.
- Bongiovanni, L., Hagbarth, K., & Stjernberg, L. (1990). Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man. *The Journal of Physiology*, 423(1), 15-26.
- Brown, M., Engberg, I., & Matthews, P. (1967). The relative sensitivity to vibration of muscle receptors of the cat. *The Journal of Physiology*, 192(3), 773-800.
- Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise and sport sciences reviews*, 31(1), 3-7.
- Cochrane, D., & Stannard, S. (2005). Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *British Journal of Sports*

- Medicine, 39(11), 860–865.
- Cordo, P. J., Burke, D., Gandevia, S. C., & Hales, J.-P. (1998). Mechanical, neural and perceptual effects of tendon vibration. *Progress in motor control*, 1, 151–171.
- Craske, B. (1977). Perception of impossible limb positions induced by tendon vibration. *Science*, 196(4285), 71–73.
- Crone, C., Hultborn, H., Jespersen, B., & Nielsen, J. (1987). Reciprocal Ia inhibition between ankle flexors and extensors in man. *The Journal of Physiology*, 389(1), 163–185.
- Eklom, M., & Thorstensson, A. (2011). Effects of prolonged vibration on H-reflexes, muscle activation, and dynamic strength. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(10), 1933–1939.
- Eklund, G., & Hagbarth, K.-E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Experimental neurology*, 16(1), 80–92.
- Ford, K. R., Van den Bogert, J., Myer, G. D., Shapiro, R., & Hewett, T. E. (2008). The effects of age and skill level on knee musculature co-contraction during functional activities: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 42(7), 561–566.
- GoodwinGM, M. D., & Matthews, P. (1972). The contribution of muscle afferents to kinesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralysing joint afferents. *Brain*, 95, 705–748.
- Griffin, M. J. (2012). *Handbook of human vibration*. Academic press.
- Hayashi, R., Miyake, A., Jijiwa, H., & Watanabe, S. (1981). Postural readjustment to body sway induced by vibration in man.

- Experimental Brain Research, 43(2), 217–225.
- Hasan, Z. (1986). Optimized movement trajectories and joint stiffness in unperturbed, inertially loaded movements. *Biological cybernetics*, 53(6), 373–382.
- Herman, R., & Mecomber, S. A. (1971). VIBRATION–ELICITKD REFLEXES IN NORMAL AND SPASTIC MUSCLE IN MAN. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 50(4), 169–183.
- Humphries, B., Warman, G., Purton, J., Doyle, T. L., & Dugan, E. (2004). The influence of vibration on muscle activation and rate of force development during maximal isometric contractions. *Journal of sports science & medicine*, 3(1), 16.
- Hunter, S. K., Ryan, D. L., Ortega, J. D., & Enoka, R. M. (2002). Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *Journal of neurophysiology*, 88(6), 3087–3096.
- Kasai, T., Kawanishi, M., & Yahagi, S. (1992). The effects of wrist muscle vibration on human voluntary elbow flexion–extension movements. *Experimental Brain Research*, 90(1), 217–220.
- Latash, M., & Gurfinkel, V. (1976). Tonic vibration reflex and position of the body. *Fiziologiya Cheloveka*, 2(4), 593–598.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement: Human Kinetics*.
- Milner, T. E. (2002). Contribution of geometry and joint stiffness to mechanical stability of the human arm. *Experimental brain research*, 143(4), 515–519.
- Oh, J.–H., Kang, S.–R., Min, J.–Y., & Kwon, T.–K. (2015). The

- Effect in the Muscle Function Following 8-Week Dead-lift training with Whole-body Vibration in Rehabilitation for Sports Players. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 25(3), 343-351.
- Park, H.-S., & Martin, B. J. (1993). Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue. *Scandinavian journal of work, environment & health*, 35-42.
- Rehn, B., Lidström, J., Skoglund, J., & Lindström, B. (2007). Effects on leg muscular performance from whole-body vibration exercise: a systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(1), 2-11.
- Remaud, A., Cornu, C., & Guével, A. (2009). Agonist muscle activity and antagonist muscle co-activity levels during standardized isotonic and isokinetic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), 449-458.
- Rittweger, J., Just, K., Kautzsch, K., Reeg, P., & Felsenberg, D. (2002). Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole-body vibration exercise: a randomized controlled trial. *Spine*, 27(17), 1829-1834.
- Roll, J., & Vedel, J. (1982). Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Experimental Brain Research*, 47(2), 177-190.
- Rothmuller, C., & Cafarelli, E. (1995). Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. *The Journal of Physiology*, 485(3), 857-864.
- Salvarani, A., Agosti, M., Zanre, A., Ampollini, A., Montagna, L., & Franceschini, M. (2003). Mechanical vibration in the rehabilitation of patients with reconstructed anterior cruciate

- ligament. *Europa Medicophysica*, 39(1), 19–26.
- Thompson, C., & Bélanger, M. (2002). Effects of vibration in inline skating on the Hoffmann reflex, force, and proprioception. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(12), 2037–2044.
- Ushiyama, J., Masani, K., Kouzaki, M., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2005). Difference in aftereffects following prolonged Achilles tendon vibration on muscle activity during maximal voluntary contraction among plantar flexor synergists. *Journal of applied physiology*, 98(4), 1427–1433.
- Verschueren, S. M., Swinnen, S. P., Desloovere, K., & Duysens, J. (2003). Vibration-induced changes in EMG during human locomotion. *Journal of neurophysiology*, 89(3), 1299–1307.
- Warman, G., Humphries, B., & Purton, J. (2002). The effects of timing and application of vibration on muscular contractions. *Aviation, space, and environmental medicine*, 73(2), 119–127.
- Woo, B.-H., & Park, Y.-S. (2015). The Effects of Lower Limb Muscle Activity on Postural Stability and Ground Type During Gait in Elderly Women. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 25(1), 77–84.

Abstract

The effect of muscle vibration on voluntary isometric force production

Lee, Ji-seop

Department of Physical Education

The Graduate School

Seoul National University

The purpose of this study is to investigate the effect of short-term muscle vibration on muscle force generation capability and accuracy of force production during an isometric leg extension. Two detailed studies were conducted in order to achieve such goal.

The first study investigated the effect of short-term vibration frequencies on muscle force generation capability. The subjects were tested under five conditions of vibration frequencies with constant amplitude: 0 Hz (no vibration), 30 Hz, 60 Hz, and 90 Hz, and the vibration amplitude was 10 mm for all frequency conditions. The results showed that the maximal voluntary torque (MVT) of the knee joint increased with the vibration frequencies. On average, the MVTs were 756.47 Nm for 0 Hz (no vibration), 785.74 Nm for 30 Hz, 780.61 Nm for 60 Hz, and 809.61 Nm for 90 Hz. There was a significant positive correlation ($r = 0.71$) between the MVTs and integrated EMGs (iEMGs). Also, co-contraction indices (CCIs) were computed, which represent the ratio of iEMGs of antagonist muscle to iEMGs of all involved muscles. There was a significant negative

correlation ($r = 0.62$) between CCIs and MVTs (i.e., the larger MVTs, the smaller CCIs), which was accompanied by a significant positive correlation ($r = 0.69$) between iEMGs of the vibrated muscle (RF).

Based on the results of increasing the maximal voluntary torque(MVT), the second study used the same muscle vibration frequency(90Hz) to examine the effect of the short-term high-frequency muscle vibration on the accuracy of torque production during an isometric leg extension. The subjects were tested under two conditions of vibration frequencies(no-vibration & 90 Hz) with three levels of torque magnitudes(20%, 40% and 60% of maximal voluntary torque, MVT). The root mean square error(RMSE) was quantified to determine the accuracy through the difference between the predicted torque and the produced torque. In general, the RMSE normalized by given %MVT values increased with the torque magnitudes during the ramp phase.

As a result, a significant change in the RMSE was observed only in 60%_MVT, which showed a larger RMSE with muscle vibration compared to no-vibration ($p < 0.05$, Fig 3A). The CCI tended to decrease with the magnitudes of torques, while no significant effect of vibration.

Keywords: short-term muscle vibration, maximal isometric voluntary torque,

Submaximal, accuracy, Ia-afferent, co-contraction, RMSE

Student Number: 2012-21466